

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ**

**GUILHERME BERTO ROÇA**

**COMPARAÇÃO DA VOLUMETRIA ORBITAL OBTIDA ATRAVÉS DE  
TOMOGRAFIA E PROTOTIPAGEM RÁPIDA**

**CURITIBA**

**2013**

**GUILHERME BERTO ROÇA**

**COMPARAÇÃO DA VOLUMETRIA ORBITAL OBTIDA ATRAVÉS DE  
TOMOGRAFIA E PROTOTIPAGEM RÁPIDA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do grau acadêmico de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Renato da Silva Freitas

Coordenador: Prof. Dr. Antônio Carlos Campos

**CURITIBA**

**2013**

Roça, Guilherme Berto

Comparação da volumetria orbital obtida através de tomografia helicoidal e prototipagem rápida / Guilherme Berto Roça. Curitiba, 2012. 83 f.: il.; 30 cm.

Orientador: Renato da Silva Freitas

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica. Setor de Ciências da Saúde. Universidade Federal do Paraná.

1. Órbita. 2. Fenômenos Fisiológicos Oculares. 3. Tomografia computadorizada espiral 4. Diagnóstico. I. Freitas, Renato da Silva.

II. Título.

NLM: WW 202

Dedico este trabalho aos meus pais, Rynaldo e Teresinha, e a minha esposa, Valéria.

Pelo profundo amor que nos une.  
Pelo apoio constante e incondicional.  
Minha eterna gratidão.

## AGRADECIMENTOS

*“Aqueles que passam por nós, não vão sós, não nos deixam sós.  
Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós”.*

*Antoine de Saint-Exupéry*

Ao PROF. DR. RENATO DA SILVA FREITAS, por acreditar neste projeto, por orientar-me em todas as fases de sua realização, pelo relacionamento amigável e respeitoso e, principalmente, pela enorme contribuição para minha formação acadêmica e profissional.

Ao PROF. DR. JOSÉ AGUIOMAR FOGGIATTO, coordenador do Núcleo de Prototipagem e Ferramental (NUFER) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), pelos valiosos ensinamentos transmitidos na área da prototipagem, pelas oportunidades proporcionadas, e pelo convívio respeitoso e amigável.

Aos alunos da UTFPR ANDRÉ VINÍCIUS CECCON, BÁRBARA DIESEL COSTA, HERIC NICHOLAS GUSSO, JOÃO VICTOR PACHECO LEAL, LUCAS MACHADO DE FIGUEIREDO, LUISA DE SOUZA DIETER, MATEUS COLLARES WEIGERT pela ajuda na confecção e fabricação de todos os protótipos.

À amiga e cirurgiã plástica DRa. MARIA CECILIA CLOSS ONO, pelo auxílio em vários momentos da fase experimental deste estudo.

Ao amigo e radiologista DR. SÉRGIO EIJI ONO, por colaborar e dividir sua experiência científica relacionada ao tema do presente estudo.

À estatística, PROFa. MARCIA OLANDOSKI, pelo auxílio nas análises estatísticas e pronta ajuda em inúmeras outras situações.

Ao PROF. DR. GILVANI AZOR DE OLIVEIRA E CRUZ, à PROFa. DRa. RUTH MARIA GRAF e a todos os demais professores do serviço de cirurgia plástica da UFPR, pela inestimável contribuição na minha formação médico-cirúrgica, pelas inúmeras oportunidades criadas, pela dedicação docente, pelo exemplo profissional e por nossa afetuosa amizade.

Ao PROF. DR. ANTÔNIO CARLOS CAMPOS, pela seriedade e grande dedicação dispendida na coordenação do Programa de Pós-graduação em Cirurgia da Universidade Federal do Paraná (UFPR).

À secretária do Departamento de Pós-graduação em Cirurgia da UFPR, REGINA APARECIDA SASS MARQUES, pelas orientações e ajuda quanto aos compromissos e normas de funcionamento do Programa.

Finalmente, à MINHA AMÁVEL FAMÍLIA, razão principal do meu esforço e a quem dedico mais esta conquista. À minha esposa VALÉRIA LARISSA MAROCHI, por nossa forte união e companheirismo, acreditando no sucesso um do outro, sempre! Aos meus queridos pais TERESINHA BERTO ROÇA e RYNALDO DE OLIVEIRA ROÇA JUNIOR, pelos ensinamentos de bem, pelos princípios morais transmitidos, pelo exemplo de conduta ética, pelo investimento incondicional na minha educação e formação, por quem sou, pelo que conquistei até então e pelo imenso amor que nos une. Minha eterna gratidão!

O único lugar aonde o sucesso vem antes do trabalho é no dicionário.

**Albert Einstein**

## RESUMO

**ROÇA, Guilherme B. Comparação da volumetria orbital obtida através de tomografia e prototipagem rápida. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2013.**

**Introdução:** Grande número de patologias congênitas, vasculares, endócrinas, neoplásicas e traumáticas pode alterar a anatomia orbital. Mudanças do volume orbital provocadas por essas patologias são capazes de levar a profundas mudanças na fisiologia ocular. Hoje podemos avaliar as alterações orbitais pela radiografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética e, mais recentemente, pela prototipagem rápida. Já é estabelecido o conceito de que a restauração do volume orbital em pacientes com patologias nesta região poderia aliviar os sintomas oculares e a existência de um método de aferição volumétrica orbital torna mais objetiva a decisão terapêutica nesses pacientes. É inquestionável, portanto, que o surgimento de um novo método para aferição de volumes orbitais, de mais fácil execução, maior precisão e acurácia, trará grandes benefícios para o planejamento terapêutico dos pacientes com alterações volumétricas do conteúdo ou continente da órbita, com necessidade de intervenção cirúrgica.

**Objetivo:** Comparação da volumetria orbital obtida através de tomografia helicoidal e prototipagem rápida.

**Método:** A amostra da pesquisa foi composta de seis exames de tomografias computadorizadas provenientes de um banco de dados de exames do Serviço de Radiologia do DAPI (Diagnóstico Avançado por Imagem). Estabelecidos os critérios de inclusão e exclusão, obtiveram-se ao final, 11 órbitas sadias para terem seus volumes mensurados. A análise volumétrica pela tomografia seguiu protocolo criado por Ono et al. no Serviço de Cirurgia Plástica da Universidade Federal do Paraná. A partir das imagens tomográficas, foram criados, no Núcleo de Prototipagem Rápida da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 11 protótipos. Estes tiveram seus volumes analisados de duas formas: por um *software* (SolidWorks) e por análise direta ao serem preenchidos com soro fisiológico. Para a análise estatística os resultados da avaliação do volume de 11 órbitas foram considerados independentes. Os dados foram analisados com o programa computacional *Statística v.8.0*.

**Resultados:** Os resultados obtidos indicam que não houve diferença significativa entre o volume avaliado pelo método de Ono e pelo método SolidWorks ( $p=0,724$ ). Existe diferença significativa entre os métodos de Ono e Protótipo ( $p=0,001$ ) e entre os métodos SolidWorks e Protótipo ( $p=0,003$ ), em relação ao volume orbital. A média da volumetria obtida pelo método de Ono et al foi de  $20,51\text{cm}^3$ , a média obtida pelo programa *SolidWorks* foi de  $20,64\text{cm}^3$  e a média mensurada no protótipo foi de  $21,81\text{cm}^3$ . As órbitas direita e esquerda apresentaram volumes similares ao serem comparadas em cada método ( $p<0,05$ ).

**Conclusões:** O método tomográfico para a análise da volumetria orbital, utilizando o protocolo de Ono, obteve valores consistentes. Este método associado à prototipagem rápida trouxe maior credibilidade e ajuda na validação dos resultados encontrados.

**Palavras Chave:** Órbita, Tomografia Computadorizada Espiral, Diagnóstico.

## ABSTRACT

**ROÇA, Guilherme B. Comparison of orbital volume obtained by tomography and rapid prototyping, 2012. Dissertation for Master Degree. Postgraduate Program in Clinic and Surgery, Sector of Sciences of Health of the Federal University of Paraná. Curitiba, 2013.**

**Introduction:** A large number of congenital, vascular, endocrinal, tumoral and traumatic diseases are able to change the orbital anatomy. The orbital volume changes caused by these pathologies can lead to profound changes in ocular physiology. Today we can assess the orbital changes with radiography, computed tomography, magnetic resonance and, more recently, by rapid prototyping. It is already established the concept that restoration of orbital volume in patients with pathologies in this region could relieve ocular symptoms and it is unquestionably, that the development of a new method for measuring orbital volumes with greater accuracy will benefit greatly the treatment planning of the patients with volumetric changes in the orbit that requires surgical intervention. **Objective:** Comparison of orbital volume obtained by helical tomography and rapid prototyping. **Methods:** The study sample was composed of six helical tomography scans from a database of the Department of Radiology of DAPI (Advanced Diagnostic Imaging). After applying the inclusion and exclusion criteria, we obtained 11 models to have their volumes measured. The volumetric analysis with the tomography used the Ono protocol, created at the Plastic Surgery Division of the Federal University of Paraná. From the CT images, it was manufactured at the Rapid Prototyping Center of the Technological University of Paraná, 11 prototypes. They have their volumes analyzed in two ways: by software (*SolidWorks*) and a direct analysis as they were filled with saline. For statistical analysis, the results of the volume of the 11 orbits were considered independent. Data were analyzed with *Statistica v.8.0* program. **Results:** The results indicate that there was no significant difference between the volume measured by the Helical method and by the *SolidWorks* method ( $p = 0.724$ ). There was a significant difference between the Helical and the Prototype method ( $p = 0.001$ ) and between *SolidWorks* and Prototype methods ( $p = 0.003$ ), compared to the average orbital volume. There was a strong correlation between the volumes assessed by these methods. The average volume measurements obtained by the method of Ono et al was  $20.51 \text{ cm}^3$ , the average obtained by the program *SolidWorks* was  $20.64 \text{ cm}^3$  and the average measured in the prototype was  $21.81 \text{ cm}^3$ . The right and left orbits showed similar volumes in each method ( $p < 0.05$ ). **Conclusions:** The tomographic method for the analysis of orbital volume using the Ono protocol had consistent values. This method associated with rapid prototyping brought more credibility and helps in validating the results.

**Keywords:** Orbit, Spiral Computed Tomography, Diagnostic.



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – MOLDE ORBITAL .....	8
FIGURA 2 – ANATOMIA ÓSSEA DA ÓRBITA .....	8
FIGURA 3 – FRATURA TIPO “ <i>BLOW-OUT</i> ” .....	11
FIGURA 4 - ORELHA REALIZADA EM FDM.....	17
FIGURA 5 - DIAGRAMA MOSTRANDO O PRINCÍPIO DO CÁLCULO DO VOLUME ORBITAL PROPOSTO POR ONO ET AL .....	23
FIGURA 6 - ALINHAMENTO DO EXAME PASSANDO-SE PELO CENTRO DO NERVO ÓPTICO NOS 03 PLANOS (SETAS VERMELHAS INDICAM O NERVO ÓPTICO).....	24
FIGURA 7 - REPRESENTAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DE INÍCIO E DO FINAL DOS CORTES TOMOGRÁFICOS NO PROTOCOLO DE ONO ET AL.....	25
FIGURA 8 - REALIZAÇÃO DOS CORTES TOMOGRÁFICOS NO LIMITE ANATÔMICO DEFINIDO.....	26
FIGURA 9 - ESQUEMATIZAÇÃO DAS DIFERENTES FORMAS DE ALINHAMENTO DOS PACIENTES DURANTE A AQUISIÇÃO DAS IMAGENS.....	26
FIGURA 10 – REPRESENTAÇÕES DE UM ARQUIVO STL.....	28
FIGURA 11 - PROCESSO DE ASSOCIAÇÃO DE ARQUIVOS DICOM .....	29
FIGURA12 – SELEÇÃO DE MÚLTIPLOS TECIDOS E DENSIDADES.....	30

FIGURA 13 – ESTRATÉGIA DE PRODUÇÃO DE UMA PEÇA NA STRATASYS FDM 2000 .....	31
FIGURA 14 – VISUALIZAÇÃO DA REGIÃO ORBITAL DO STL GERADO PELO <i>INVESALIUS</i> .....	33
FIGURA 15 – VISUALIZAÇÃO DOS PONTOS E LINHAS CRIADOS SOBRE O STL ORIGINAL PARA CONSTRUÇÃO DA SUPERFÍCIE.....	34
FIGURA 16 – INDICAÇÃO DO PONTO QUE LIMITA A ALTURA DA ÓRBITA.....	35
FIGURA 17- SUPERFÍCIES COM "TAMPA".....	36
FIGURA 18 - SUPERFÍCIES APARADAS.....	36
FIGURA 19 - COSTURA DAS SUPERFÍCIES E TRANSFORMAÇÃO EM SÓLIDO.....	36
FIGURA 20- CONVERSÃO DA SUPERFÍCIE FECHADA EM UM SÓLIDO (VISTA EM CORTE).....	36
FIGURA 21- MÁQUINA FDM 2000 E O PROTÓTIPO FINALIZADO.....	37
FIGURA 22 – PROTÓTIPO ALINHADO AO PLANO HORIZONTAL.....	38
FIGURA 23 – LÂMINA DE ÁGUA PASSANDO OS LIMITES ANATÔMICOS.....	38
FIGURA 24 – LINHA CONSTRUÍDA NA MALHA STL ATRAVÉS DE PONTOS.....	69
FIGURA 25 – SUPERFÍCIE CRIADA COM O COMANDO FILL.....	69

FIGURA 26 – CONJUNTO DE SUPERFÍCIES CRIADAS COM O COMANDO FILL.....	70
FIGURA 27 – CRIAÇÃO DA PRIMEIRA SUPERFÍCIE POR LOFT DO CONTORNO.....	71
FIGURA 28 – CRIAÇÃO DA SEGUNDA SUPERFÍCIE POR LOFT DO CONTORNO.....	72

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - ANÁLISE DO VOLUME ORBITAL PELOS TRÊS MÉTODOS..	42
TABELA 2 – COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DOIS A DOIS.....	43
TABELA 3 – DIFERENÇAS ABSOLUTAS DOS VOLUMES.....	43
TABELA 4 – DIFERENÇAS RELATIVAS DOS VOLUMES.....	44
TABELA 5 – COEFICIENTES DE CORRELAÇÃO.....	44
TABELA 6 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO.....	47

**LISTA DE QUADROS**

QUADRO 1 – CLASSIFICAÇÃO DAS FRATURAS DE ÓRBITA.....	10
QUADRO 2 – REVISÃO DA LITERATURA.....	19
QUADRO 3 – VOLUME ABSOLUTO DAS ÓRBITAS.....	41
QUADRO 4 – FERRAMENTAS GENERATIVE <i>SHAPE DESIGN</i> .....	68

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – ANÁLISE DO VOLUME ORBITAL PELOS TRÊS MÉTODOS.....	42
GRÁFICO 2 – CORRELAÇÃO DOS VOLUMES <i>SOLIDWORKS</i> X ONO.....	45
GRÁFICO 3 – CORRELAÇÃO DOS VOLUMES PROTÓTIPO X ONO.....	45
GRÁFICO 4 - CORRELAÇÃO DOS VOLUMES PROTÓTIPO X <i>SOLIWORKS</i> .....	46
GRÁFICO 5 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO.....	47
GRÁFICO 6 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO PELO MÉTODO DE ONO.....	48
GRÁFICO 7 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO PELO PROGRAMA <i>SOLIDWORKS</i> .....	48
GRÁFICO 8 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO OBTIDOS NOS PROTÓTIPOS.....	49

## **LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES**

CAD - Desenho Assistido por Computador

PR – Prototipagem Rápida

TC – Tomografia Computadorizada

RM – Ressonância Magnética

DAPI – Diagnóstico Avançado por Imagem

DICOM – Imagem Digital e Comunicação em Medicina

UFPR – Universidade Federal do Paraná

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

NUFER – Núcleo de Prototipagem e Ferramental

3D – Tridimensional

STL – Esteriolitografia

FDM – Modelo de Deposição por Fusão

ABS – Acrilnitrila, Butadieno e Estireno

LSD – Menor Diferença Significativa

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	2
1.1	OBJETIVO:.....	5
2	REVISÃO DA LITERATURA .....	7
2.1	ANATOMIA DA ÓRBITA: .....	7
2.2	TRAUMATISMO ORBITAL:.....	9
2.3	OFTALMOPATIA DE GRAVES:.....	12
2.4	EXAMES DE IMAGEM PARA A REGIÃO ORBITAL:.....	15
2.5	PROTOTIPAGEM RÁPIDA: .....	16
2.6	VOLUMETRIA ORBITAL:.....	18
3	MATERIAL E MÉTODO .....	22
3.1	AMOSTRA DA PESQUISA: .....	22
3.2	AMBIENTE .....	22
3.3	AVALIAÇÃO VOLUMÉTRICA PELA TOMOGRAFIA : MÉTODO ONO .....	23
3.4	ETAPAS PARA FABRICAÇÃO DE UM PROTÓTIPO.....	27
3.4.1	Obtenção do modelo tridimensional: .....	27
3.4.2	Geração do arquivo stl a partir de imagens dicom (comunicação de imagens digitais em medicina):.....	27
3.4.3	Edição do arquivo stl.....	28
3.4.4	Estratégia de produção:.....	29
3.5	AVALIAÇÃO VOLUMÉTRICA PELO SOFTWARE DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA: MÉTODO SOLIDWORKS.....	32
3.6	AVALIAÇÃO VOLUMÉTRICA NO MODELO: MÉTODO PROTÓTIPO.....	37
3.7	MÉTODO ESTATÍSTICO .....	39
4	RESULTADOS .....	41
4.1	VOLUME RELATIVO DAS ÓRBITAS .....	41
4.2	COMPARAÇÃO DOS 03 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DO VOLUME ORBITAL (ONO, SOLIDWORKS E PROTÓTIPO): .....	42
4.3	AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO ENTRE OS VOLUMES AVALIADOS PELOS TRÊS MÉTODOS.....	44



4.4	COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO, EM CADA MÉTODO.....	46
5	DISCUSSÃO .....	51
6	CONCLUSÃO.....	58
7	REFERÊNCIAS.....	60
APÊNDICE	LIBERAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA MÉDICA.....	66
ANEXO	CONVERSÃO E CRIAÇÃO DE SUPERFÍCIES.....	68
1	MALHA DE PONTOS:.....	70
1.1	SUPERFÍCIE POR LOFT: .....	71

## INTRODUÇÃO

## 1 INTRODUÇÃO

Um grande número de anomalias congênitas, vasculares, endócrinas, neoplásicas e traumáticas é capaz de alterar a anatomia orbital. A alteração do volume orbital provocada pelas mais variadas patologias é capaz de levar a profundas mudanças na fisiologia ocular (COOPER, 1985). Este fato teve sua primeira observação em indivíduos submetidos a enucleação, nos quais a órbita atingida tinha importante diminuição de suas dimensões, quando a enucleação fora realizada durante a etapa de crescimento. Com a necessidade de planejar a colocação de próteses oculares, é que se iniciaram os estudos sobre como poderia ser feita a medição do volume orbital.

Muitas das doenças que alteram o volume orbital podem ser tratadas com procedimentos cirúrgicos de restituição do seu volume. No planejamento cirúrgico desses pacientes, o cálculo do volume a ser restaurado encontra dificuldades pela falta de acurácia e precisão da maioria dos métodos de exame (CHARTERIS et al., 1993).

Dentre as doenças adquiridas, a oftalmopatia de Graves é um das mais frequentes. A oftalmopatia associada ao hipertireoidismo foi inicialmente descrita por Robert Graves em 1835. Hoje, a doença é bastante conhecida, e tem como sinal a protusão ocular, causada por desproporção na relação conteúdo/continente da órbita, com aumento do conteúdo. Estas alterações produzem deformidade estética, levando seus portadores a procurarem tratamento também por este problema.

O comprometimento ocular no hipertireoidismo esta presente clinicamente em 20 a 40% dos pacientes. Porém, a grande maioria apresenta ao menos um discreto envolvimento ocular quando avaliados por exames de imagem (TC e/ou RM).

A oftalmopatia de Graves apresenta evolução independente. O controle das funções tireoidianas e o estado eutiroideo não implicam em regressão ou estabilização do quadro ocular. Em função dos possíveis efeitos colaterais dos medicamentos e aos riscos inerentes aos procedimentos cirúrgicos disponíveis, o tratamento da oftalmopatia de Graves atualmente é reservado aos casos graves e avançados. A cirurgia está indicada em apenas 5% dos casos, com o objetivo de aliviar mecanicamente a pressão intraorbital aumentada, possibilitando a diminuição do conteúdo ou aumento do continente. O tratamento cirúrgico pode ser dividido em duas formas: a descompressão cirúrgica pela ressecção de gordura e/ou a expansão da órbita pelas osteotomias e ressecções ósseas (FERREIRA et al., 2002).

Entre as causas adquiridas, o trauma de face com fratura da órbita é a patologia que mais comumente leva a alterações do volume orbital, com repercussões clínicas importantes. As fraturas de órbita chegam à incidência de 40% e se colocam como o tipo de fratura mais comum do terço médio da face (ELLIS et al., 1985). Por ser unidade estético-funcional importante da face, qualquer alteração se torna significativa e aparente (KOLK et al., 2005).

Dentre os tipos de fraturas de órbita, a chamada tipo “*blow-out*” é uma das que leva a alteração do volume orbital, devido ao aumento do continente (cavidade orbital) em detrimento do conteúdo da órbita (PUTTERMAN, 1985). Estas fraturas podem levar a sequelas como amaurose e diminuição da acuidade visual, sintomas oculares como diplopia e alteração da projeção ocular como a enoftalmia traumática (BAINS, 1995). A enoftalmia traumática é uma sequela bastante frequente de fraturas da região orbital, consequente ao aumento do volume do continente – volume da órbita, ou diminuição do conteúdo – volume do olho e seus anexos.

Muitos autores referem que a enoftalmia geralmente ocorre pelo aumento do volume orbital, devido à redução insuficiente dos ossos que compõem a órbita. A falta de parâmetros confiáveis no pré-operatório, que norteiem o cirurgião na correção das fraturas pode ser a causa da subcorreção (HAWES;1983).

Já está estabelecido o conceito de que a restauração do volume orbital em pacientes com deformidades nesta região poderia aliviar os sintomas oculares e a existência de um método de aferição volumétrica orbital tornaria mais objetiva a decisão terapêutica nesses pacientes (ALEXANDER et al., 1961).

A falha de avaliação destas deformidades que alteram o volume orbital ocorre pela falta de parâmetros objetivos no pré-operatório, dificultando o cirurgião crânio-maxilo-facial em seu planejamento cirúrgico. O parâmetro objetivo mais importante seria o dado numérico do valor do volume orbital alterado com a deformidade. Este valor ajudaria no cálculo do volume orbital a ser restaurado. Na prática diária atual, o cirurgião deve recorrer à sua experiência pessoal.

A disponibilidade de um método confiável e com boa acurácia poderia ajudar no entendimento fisiopatológico e no manejo perioperatório dos pacientes, além de auxiliar no acompanhamento pós-operatório tardio dos pacientes já tratados (BITE et al., 1985). Porém, os métodos descritos trazem grandes discrepâncias entre os valores conseguidos, quando comparados inter-observadores. Além disso, são de difícil reprodução, e requerem equipamento e treinamento específicos (DEVECI et al., 2000). É inquestionável, portanto, que o surgimento de um novo método para aferição de volumes orbitais, de mais fácil execução, maior precisão e acurácia, trará grandes benefícios para o planejamento terapêutico dos pacientes com fraturas orbitais e alterações volumétricas, com necessidade de intervenção cirúrgica.

Os métodos de imagem utilizados para estudo do esqueleto facial são as radiografias simples, tomografia computadorizada e ressonância magnética (DOLYNCHUK et al., 1996). Cada um destes métodos tem suas vantagens e desvantagens. As radiografias simples da face perderam espaço devido ao fato de, no esqueleto facial, haver grande sobreposição de imagens, dificultando a visualização das estruturas e possíveis anormalidades. A tomografia computadorizada, em contrapartida, é normalmente o principal exame de imagem utilizado no diagnóstico para lesões ósseas, fornecendo detalhes minuciosos acerca da estrutura óssea estudada. A ressonância magnética não tem utilidade na avaliação de lesões ósseas devido ao princípio básico que gera as imagens neste tipo de exame: os componentes químicos dos ossos (em especial o cálcio) não são capazes de emitir sinais ou ondas eletromagnéticas diante do estímulo proporcionado pelo aparelho, e dessa forma, perdem-se muitos detalhes anatômicos dos componentes ósseos. Portanto, o método de imagem preconizado pela comunidade médica para diagnóstico das estruturas ósseas do esqueleto facial é a tomografia computadorizada (TAC).

O desenvolvimento dos computadores e o aperfeiçoamento de *softwares* de desenho assistido por computador (CAD), aliado a exponencial evolução das tecnologias, permitiu a introdução da prototipagem rápida, em 1987. Esta tecnologia consiste na transformação de modelos virtuais em modelos físicos de forma rápida e precisa (NETTO, 2003).

O processo de produção destes modelos envolve conhecimentos de áreas como: engenharias, informática, e ciências da saúde. Desta forma, para que haja adequada compreensão do processo e para comunicação eficaz entre profissionais, é necessário que estes entendam conceitos de diagnóstico por imagem, informática e o processo de fabricação dos próprios modelos.

A tecnologia de prototipagem rápida aliada à medicina traz grandes vantagens aos médicos e aos pacientes. Permite a fabricação de próteses, e protótipos personalizados, ou seja, que se adaptam ao paciente que será submetido à cirurgia. A utilização de um modelo tridimensional facilita o médico à explicação dos procedimentos cirúrgicos a serem adotados, permitindo ao paciente a compreensão dos mesmos.

## **1.1 OBJETIVO:**

Comparação da volumetria orbital obtida através da tomografia computadorizada e prototipagem rápida.

Validar o método de mensuração da volumetria orbital, desenvolvido no Serviço de Cirurgia Plástica e Reparadora da Universidade Federal do Paraná (UFPR).

Comparar os volumes orbitais entre órbitas esquerda e direita de um mesmo indivíduo pelos três métodos em estudo.

## **REVISÃO DA LITERATURA**

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 ANATOMIA DA ÓRBITA:**

As órbitas são estruturas ósseas situadas entre o crânio e o esqueleto facial. São separadas em sua face medial pelo espaço interorbitário e acomodam o globo ocular, musculatura e inervação necessárias ao seu funcionamento (MANSON et al., 1986). Na órbita existem sete músculos, chamados extrínsecos, que são estriados e de comando voluntário ou reflexo. São quatro músculos chamados retos (superior, inferior, medial e lateral) e dois músculos oblíquos (superior e inferior), inseridos por um lado no esqueleto da órbita, e por outro, na esclera no olho. Os músculos retos têm inserção tendinosa comum, na região medial da fissura orbital superior. Além destes, encontramos o músculo elevador da pálpebra superior.

Com relação à vascularização da órbita e globo ocular, a principal artéria é a oftálmica. A artéria infraorbital também tem contribuição para o fluxo sanguíneo da região, mas em menor proporção. (MOORE, 1999). Quanto à inervação da órbita, o músculo reto superior, reto medial, reto inferior e oblíquo inferior são inervados pelo nervo oculomotor. O músculo reto lateral é inervado pelo nervo abducente e o músculo oblíquo superior pelo nervo troclear. A órbita também alberga o nervo óptico, considerado um prolongamento do sistema nervoso central.

O formato da cavidade orbital pode ser comparado a um tronco de cone, com a base maior definida no rebordo orbital e a base menor na convergência das paredes orbitais seguindo o trajeto do nervo óptico. O que faz com que a cavidade orbital tenha orientação posterior e de medial para lateral. Esta forma pode ser observada na Figura 1, que mostra o resultado de um molde de preenchimento da órbita de um crânio humano (COOPER, 1985)



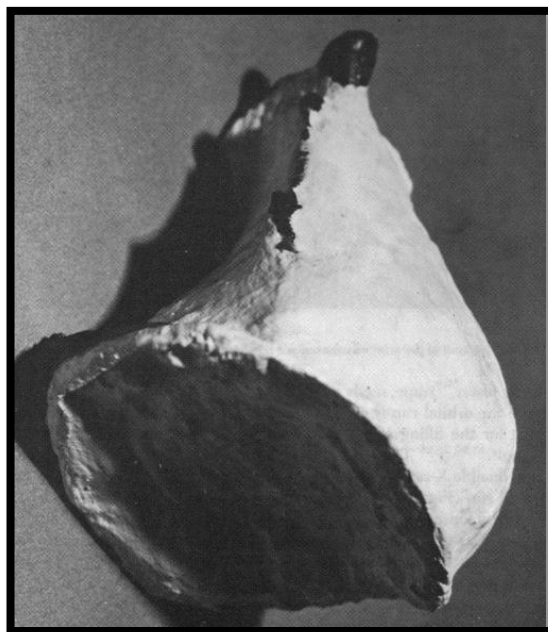


FIGURA 1 – MOLDE ORBITAL

FONTE: COOPER, 1985.

O arcabouço ósseo orbital é composto por sete ossos: maxila, palatino, frontal, esfenóide, zigomático, etmóide e lacrimal. É dividida em paredes lateral, medial, assoalho e teto orbitais. A anatomia óssea da órbita pode ser observada na Figura 2.

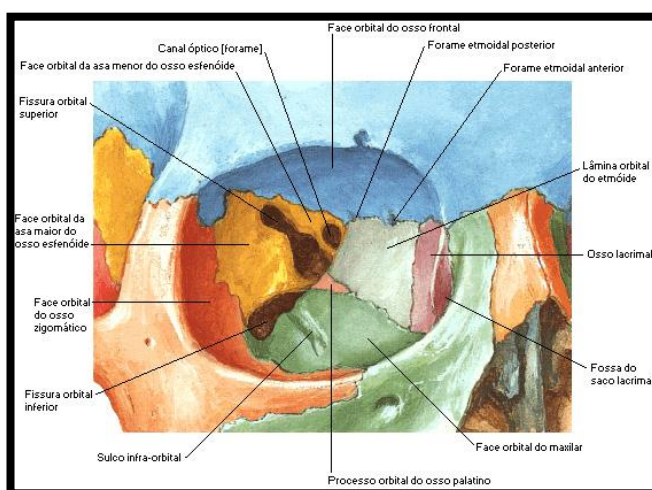


FIGURA 2 – ANATOMIA ÓSSEA DA ÓRBITA

FONTE: NETTER, 1989.

## 2.2 TRAUMATISMO ORBITAL:

A fratura de órbita é a patologia que mais comumente leva a alterações do volume orbital, com repercussões clínicas importantes. O trauma craniofacial é considerado como importante causa de morbimortalidade global e as estatísticas comprovam que os acidentes automobilísticos e as agressões interpessoais são os principais agentes causais. Autores publicaram grande estudo que analisou 73.000 pacientes admitidos em um grande centro de atendimento de trauma craniofacial nos Estados Unidos, de 1983 a 1994. Este estudo mostrou uma média de idade dos pacientes atendidos de 33 anos, com predominância masculina (2:1) e uma mortalidade de 5,9% (que passava a ser de 17% quando associada ao trauma crânio-encefálico). Além dos dados epidemiológicos, também demonstrou que a parte mais suscetível ao trauma craniofacial é o terço médio da face (GO et al., 2002).

O assoalho orbital, área mais importante no que concerne às fraturas que alteram o volume orbital, é composto medialmente por uma fina lâmina óssea da maxila e lateralmente pelo osso zigomático. O fato do assoalho orbital e a parede medial da órbita se unir em ângulo obtuso faz com que sejam comuns as fraturas associadas a estas estruturas, como nas fraturas em “*blow-out*”.

Dentro do terço médio facial, o complexo zigomático, devido à sua posição projetada na face, é sede frequente de traumatismos, e, depois do nariz, é a estrutura óssea facial mais sujeita a fraturas (BARROS, 2000). O zigoma é um osso piramidal, com corpo robusto e quatro processos (temporal, orbital, maxilar e frontal) que o faz ter importante relação com várias estruturas faciais. A maior relação facial do zigoma é na formação das paredes orbitais. O processo orbital do zigoma forma parte do assoalho orbital em contato íntimo com o músculo reto inferior e separa a cavidade orbital do seio maxilar. Além disso, o zigoma contribui também para reforçar a sólida parede lateral da órbita, por meio de seu processo frontal. Deste estreito relacionamento do zigoma com a cavidade orbital (na realidade consiste em uma das maiores proteções ao globo ocular), a fratura do zigoma resulta com frequência equimose conjuntival, diplopia e enoftalmia, sequelas comuns das chamadas fraturas tipo “*blow-out*” das órbitas (PEARL, 1992).

As fraturas de órbita são classificadas em dois tipos: as fraturas de órbita tipo “*blow-out*” e as fraturas que não são tipo “*blow-out*” (CONVERSE et al., 1967). Seus subtipos podem ser vistos no Quadro 1.

<b>Fraturas de Órbita Tipo “<i>Blow-Out</i>”</b>
<b>Fraturas puras “<i>blow-out</i>”:</b> acometem as regiões de osso mais frágil apenas, ou seja, parede medial e soalho da órbita, sem acometer o rebordo orbital
<b>Fraturas mistas:</b> associadas à fratura do rebordo orbital.
<b>Fraturas de Órbita Tipo Não “<i>Blow-Out</i>”</b>
<b>Fraturas lineares:</b> são fraturas dos ossos zigomático e maxila, isoladas.
<b>Fraturas cominutivas:</b> fraturas do assoalho orbital, com herniação do seu conteúdo para o seio maxilar.
<b>Fraturas de zigoma, com separação da junção fronto-zigomática.</b>

QUADRO 1 – CLASSIFICAÇÃO DAS FRATURAS DE ÓRBITA

FONTE: CONVERSE, 1967

Os diferentes tipos de fratura de órbita levam a diferentes alterações de volume orbital. Fraturas de assoalho de órbita isoladas, com deslocamento de 7mm, levam ao aumento do volume orbital de cerca de 12%. Já as fraturas de parede lateral da órbita, com o mesmo deslocamento de 7mm, levam a uma alteração média de cerca de 16%. A parede medial da órbita, deslocada os mesmos 7mm, leva a um aumento volumétrico de 20%. As fraturas de teto da órbita, apesar de serem as mais incomuns, levam à maior alteração volumétrica, o deslocamento de 7mm gera um aumento de 38%. Este é o mesmo valor conseguido de aumento volumétrico das chamadas fraturas tipo “*blow-out*” puras (ou seja, de assoalho orbital associado à fratura da parede medial da órbita) (MANSON et al., 1986)

Como a fratura tipo “*blow-out*” leva à maior alteração volumétrica (associados os dois parâmetros), seu mecanismo já foi bastante estudado e merece menção. As fraturas tipo “*blow-out*” são causadas pela aplicação de uma força abrupta e diretamente em direção ao globo ocular, ou aos ossos do rebordo orbital, levando à fratura por transmissão de força, como mostrado na Figura 3(MATHES, 2006).

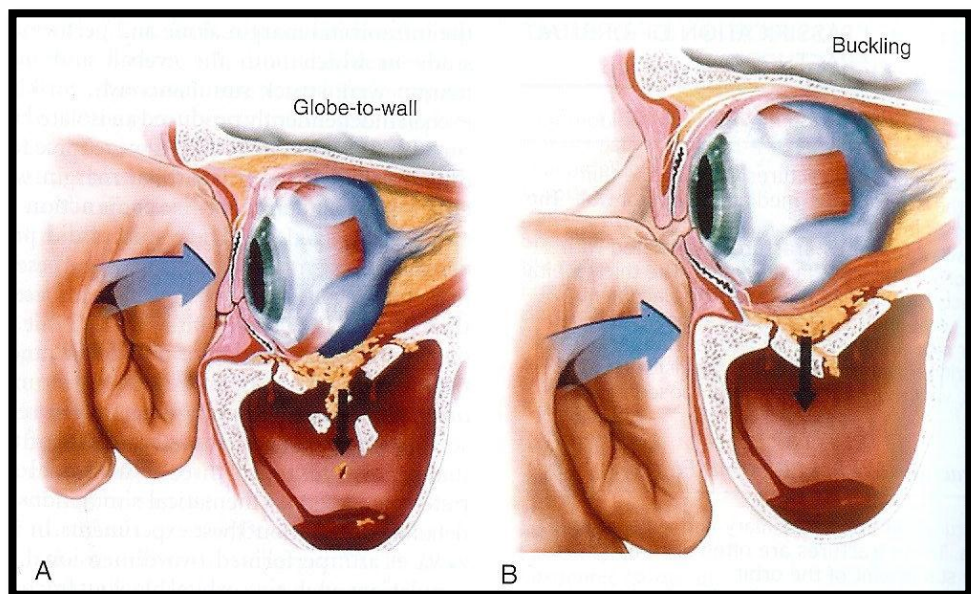


FIGURA 3 – FRATURA TIPO “*BLOW-OUT*”

FONTE: MATHES, 2006.

NOTA: O termo “*blow-out*” é referido como aumento súbito da pressão orbital levando a fratura por lesão direta como mostrado em A, ou por transmissão da força como mostrado em B.

As fraturas de órbita tipo “*blow-out*” levam ao aparecimento de sintomas oculares como diplopia e enoftalmia. A diplopia é o mais comum dos sintomas e tem várias causas possíveis: encarceramento muscular ou de tecidos da periórbita no traço da fratura ou lesão nervosa (WOJNO, 1987). A enoftalmia é a segunda complicação mais comum e a sua principal causa é o aumento do continente orbital em relação ao conteúdo, levando a um retro posicionamento do globo ocular (DOLYNCHUK et al., 1996). O princípio básico que norteia o tratamento das fraturas de órbita é o reposicionamento dos tecidos encarcerados nos traços das fraturas, reconstrução anatômica das paredes orbitais, o mais precoce possível. As fraturas tipo “*blow-out*” podem ser tratadas por acessos cirúrgicos abertos ou endoscópicos, sempre procurando o reposicionamento do soalho orbital. (MATHES, 2006).

Nas fraturas tipo “*blow-out*” mistas ou nas não “*blow-out*”, o tratamento visa à fixação dos ossos fraturados e reconstrução com implantes ou enxertos. A fixação pode ser realizada por meio de miniplacas de titânio ou com o uso de fixação temporária com fio de Kirschner (BARROS, 2000).

## **2.3 OFTALMOPATIA DE GRAVES:**

A oftalmopatia, principal característica extratireoidiana da doença de Graves, é uma condição autoimune. Inúmeras alterações funcionais e estéticas caracterizam esta doença: exoftalmia, retração palpebral, estrabismo, congestão palpebral e conjuntival, exposição corneana e neuropatia óptica compressiva. O seu tratamento é complexo e pode envolver, além da abordagem clínica, procedimentos cirúrgicos e radioterápicos. A descompressão orbital é um dos procedimentos cirúrgicos que pode ser indicado. Pode ser realizada na fase aguda da doença, quando ocorre neuropatia óptica ou exposição corneana grave, ou na fase crônica para corrigir deformidades cosméticas ou funcionais.

Os principais mecanismos que levam à oftalmopatia de Graves são: adipogênese, inflamação, e produção de glicosaminoglicanas (BAHN, 2010; WIERSINGA, WILMAR, 2011). Estas alterações podem levar ao aumento do volume intraorbital. Uma vez que os tecidos orbitais estão rodeados por um funil ósseo, estas alterações provocam aumento na pressão local, gerando uma insuficiência do fluxo venoso, aumento da pressão intraocular e protrusão do globo ocular. O alargamento da órbita óssea e ressecção de gordura intraconal podem se tornar necessários para evitar danos irreversíveis ao olho.

Desde 1911, quando Dollinger descreveu pela primeira vez a cirurgia de descompressão orbital, diferentes técnicas e abordagens têm sido descritas. As indicações para o tratamento cirúrgico foram ampliadas e, além de neuropatia óptica, agora também inclui a proptose severa que pode causar ceratite e desfiguração (TAVASSOL et al., 2012).

No tratamento da neuropatia óptica, altas doses intravenosas de glicocorticoides são o tratamento de primeira linha. Se a resposta for insuficiente, após 1-2 semanas, ou a dose e duração do tratamento com esteróides necessárias induzirem efeitos colaterais significativos, a descompressão orbital deve ser realizada prontamente (BALDESCHI, LELIO et al., 2005).

A avaliação pré-operatória com fotografias ajuda na decisão da indicação cirúrgica. Apesar da descompressão cirúrgica ter potencial para melhorar a aparência periorbital substancialmente, deve-se informar os pacientes que muitas vezes é impossível restaurar completamente sua aparência. Na avaliação pré-cirúrgica, além da avaliação clínica de rotina, investigação radiológica deve ser realizada. A tomografia computadorizada com reconstrução tridimensional se tornou ferramenta muito útil para determinar as áreas de descompressão, otimizando seus resultados. A ressonância magnética não é diretamente necessária para planejar o procedimento cirúrgico; no entanto, permite a avaliação dos tecidos moles orbitais e do nervo óptico.

A descompressão orbital pode ser realizada através da remoção das paredes orbitais (descompressão óssea) ou através da remoção de tecido adiposo da órbita. A descompressão óssea pode envolver a remoção de uma até quatro paredes orbitais, dependendo da gravidade da exoftalmia. A maioria dos autores utiliza a remoção parcial de duas a três paredes orbitais incluindo as paredes inferior, medial e lateral da órbita. Descrita em 1988 por Olivari, a técnica de descompressão orbital através da remoção de grande quantidade de tecido adiposo da órbita, tem como objetivo a diminuição do conteúdo orbital, ao invés do aumento do continente (OLIVARI, 1988; MCKEAG et al., 2007; MOURITS et al., 2009). O volume médio de gordura conal é de cerca de 8mm<sup>3</sup> em uma órbita normal. Trokel et al demonstraram redução média da proptose de 1,8mm com excisão da gordura conal como tratamento isolado. Ressecção de gordura pode ser combinada com a descompressão óssea para resultados adicionais (TROKEL et al., 1993).

O grau de correção da proptose depende do número de paredes removidas e da remoção ou não da gordura intraconal. Segundo Baldeschi, até 10mm de redução da proptose pode ser alcançada com a cirurgia de descompressão de três paredes (BALDESCHI, 2009). Como efeito associado, ocorre redução da inflamação orbital em cerca de 90% dos pacientes submetidos à cirurgia de descompressão (BALDESCHI, 2009). Entretanto, um dos efeitos adversos mais preocupantes desta cirurgia é a indução da diplopia ou a piora do quadro oftálmico prévio. O risco da diplopia é muito maior com a abordagem medial inferior, cerca de 66% dos pacientes, em comparação com a descompressão da parede lateral, cerca de 2% a 7% dos pacientes (GARRITY et al., 1993; GOLDBERG et al., 2000; BEN et al., 2004). A diplopia é causada principalmente por deslocamento centrífugo (para fora do eixo orbital) do músculo reto inferior (na direção do soalho orbital) e do músculo reto medial para o seio etmoidal. A quantidade de deslocamento está diretamente relacionada ao grau de diplopia. Como a maioria dos pacientes são operados de ambos os olhos, o déficit de elevação do olho não leva a diplopia vertical. No entanto, o déficit de abdução horizontal aumenta, resultando em diplopia horizontal. Pacientes com mobilidade restrita dos músculos extraoculares no pré-operatório têm risco significativamente maior de desenvolver diplopia após a descompressão em comparação com pacientes que apresentem motilidade normal (NUNERY et al., 1997; SEIFF et al., 2000).

Outras complicações da descompressão orbital podem ocorrer, como perda de visão, por lesão intra-operatória do nervo óptico ou aumento da pressão intraocular e sua isquemia; fístula liquórica; e lesão dos nervos oculomotor e infra orbital. Felizmente, com as modernas técnicas cirúrgicas, as taxas de complicações graves são baixas, e a cirurgia é considerada segura e eficaz.

A cirurgia de descompressão orbital ainda é guiada muito mais pela experiência dos cirurgiões do que por exames. Ao revisar a literatura, não se encontram trabalhos que tenham por objetivo avaliar parâmetros anatômicos e volumétricos no pré e pós-operatório. Ainda não existem protocolos estabelecidos que avaliem com eficácia o volume orbital e quantifiquem quantos mililitros cúbicos a órbita deve ser expandida para se obter os melhores resultados, com as menores taxas de complicações.

## **2.4 EXAMES DE IMAGEM PARA A REGIÃO ORBITAL:**

Dentre as várias opções de métodos de imagem, o mais utilizado atualmente para análise da região orbital é a tomografia computadorizada. Cortes tomográficos são a denominação das variadas secções transversas do corpo que são produzidas a partir dos dados coletados com o exame. Estas variadas secções podem ser reconstruídas tridimensionalmente no caso dos exames realizados nos aparelhos com aquisição de imagem de forma helicoidal. Isto porque, ao percorrer uma hélice ao redor do membro estudado, dados referentes aos três planos (axial, coronal e sagital) são adquiridos. Portanto, a reconstrução pode ser de quaisquer desses planos anatômicos, independente do plano inicial em que o exame foi realizado.



## 2.5 PROTOTIPAGEM RÁPIDA:

A prototipagem rápida é um processo aditivo construtivo utilizado para a obtenção de protótipos físicos a partir de um modelo tridimensional digital. Com base nesse modelo tridimensional, os sistemas de prototipagem constroem protótipos pela adição sucessiva de finas camadas de materiais específicos, como plásticos, cerâmicas, aços e papéis (FERREIRA & LAFRATTA, 1998).

O desenvolvimento dos computadores e o aperfeiçoamento dos *softwares* de desenho assistido por computador, aliado a exponencial evolução das tecnologias, permitiram a introdução da prototipagem rápida, em 1987. Hoje pode-se transformar modelos virtuais em modelos físicos de forma rápida e precisa (NETTO, 2003).

Nos anos 90 a sociedade científica percebeu que as máquinas de prototipagem rápida podiam utilizar vários tipos de dados tridimensionais, tais como os obtidos através de exames médicos. Foi então desenvolvido um *software* que permitiu fazer a interface entre os dados médicos e as máquinas de prototipagem rápida, que permitiu a criação de formas complexas sem que haja interferência na qualidade do produto final. Os primeiros modelos biomédicos foram inicialmente construídos na área da odontologia com um objetivo didático, e só mais tarde com finalidade cirúrgica. Estes modelos têm-se mostrado de enorme valor no planejamento e auxílio de cirurgias de grande complexidade (ZEILHOFER, 2005).

Os modelos obtidos através de processos de prototipagem são úteis, por exemplo, na confecção de moldes para guias cirúrgicos, planejamento de tratamento em cirurgias de grande porte, simulações cirúrgicas, visualização de alguma estrutura anatômica específica, fabricação de próteses, adaptação pré-operatória dos biomateriais, tratamento de tumores, planejamento de radioterapia, diagnósticos, design de implantes, design de instrumentos médicos, entre outras aplicações (GRENDAL, 2005 e GRANADO, 2005). Os modelos biomédicos tridimensionais permitem “ver e tocar” para melhor compreender, e os guias feitos através dos mesmos, permitem controlar de forma rigorosa procedimentos (cortes, perfurações) cirúrgicos. É uma relação direta entre a anatomia e modelo. Portanto, é possível realizar planejamento cirúrgico e um treinamento prévio, objetivando reduzir o tempo da cirurgia (KAI, 1998; GRANADO, 2005).

A prototipagem rápida oferece inúmeras soluções. Desde a substituição óssea necessária devido a acidentes, ou a substituição de partes moles associadas a quadros de malignidade, bem como alterações físicas por questões estéticas. Pode ser utilizada para a construção de próteses e variadas reconstruções, com o intuito de recuperar as propriedades funcionais e estéticas do paciente. Vários investigadores da área médica e da prototipagem rápida têm trabalhado em parceria, produzindo com sucesso ossos artificiais, implantes craniofaciais e, até mesmo, orelhas artificiais (ESSES et al., 2011).

Um exemplo em que as propriedades estéticas ultrapassam as funcionais dá-se na fabricação de uma orelha, através de um processo de espelhamento, que utiliza como modelo a orelha sã do paciente (Figura 4). A tecnologia de prototipagem na área médica é hoje, uma realidade, e esta cada vez mais acessível e menos dispendiosa.



FIGURA 4 - ORELHA REALIZADA EM FDM

FONTE: [HTTP://PEOPLE.BATH.AC.UK](http://people.bath.ac.uk)

## 2.6 VOLUMETRIA ORBITAL:

O primeiro estudo que avaliou as mudanças de volume orbital relacionada à presença de fraturas de órbita foi feito em 1961. Neste estudo é que se definiu o conceito de que a restauração do volume orbital em pacientes vítimas de trauma poderia prevenir as alterações oculares. Foram estudadas as variações de volume entre indivíduos diferentes, entre gêneros diferentes, e entre as órbitas direita e esquerda de um mesmo indivíduo. Porém, as limitações técnicas do estudo (ausência de métodos radiológicos adequados) prejudicaram a acurácia dos seus resultados (ALEXANDER et al., 1961)

A grande dificuldade em determinar o volume orbital encontrada pela maioria dos autores se deve à grande irregularidade da superfície interna das órbitas, o que pode ser facilmente constatado numa revisão de sua anatomia.

Apesar de vários métodos terem sido descritos, não existe ainda um método ideal, totalmente confiável e com acurácia suficiente para que possa ser usado de rotina na medida do volume orbital (KOPPEL et al., 2003). A maioria das técnicas descritas requer muito tempo para serem realizadas ou necessitam de aparelhagem muito específica, de alto custo, impossibilitando sua padronização como método diagnóstico (MCGURK et al., 1992). Além disso, nenhuma destas técnicas foi capaz de comprovar relação de igualdade entre os volumes das órbitas direita e esquerda de um mesmo indivíduo e há apenas a descrição de parâmetros anatômicos de normalidade para aferição do volume orbital (FORBES et al., 1985).

Inúmeros trabalhos, utilizando protocolos e *softwares* diferentes tentaram comprovar a acurácia de seus métodos de análise da volumetria orbital. Uma revisão da literatura pode ser vista no Quadro 2.

Autor	Método	Resultado
Alexander et al (1961)	Método direto usava órbitas de crânios secos preenchidos com areia.	Dez volumetrias da mesma órbita mostrou variação de 0,5mL.
Cooper et al (1985)	Comparação entre o método direto (órbitas de crânios secos preenchidos com areia) e a volumetria por tomografia.	Método de tomografia mostrou boa acurácia e reprodutível.
Forbes et al (1985)	Comparação entre o método direto (órbitas de crânios secos preenchidos com areia) e volumetria por tomografia (29 pacientes).	Estabeleceu valores normais como referência para estudos posteriores.
Parsons et al (1988)	Método direto (órbitas de crânios secos preenchidos com silicone).	Estudaram a variação de volume com a mobilização das paredes da órbita
McGurk et al (1992)	Tomografia axial de 9 pacientes normais.	Acurácia de 1,9%.
Deveci et al (2000)	Comparação do método direto (órbitas de crânios secos preenchidos com alginato) e tomografia	Discrepância entre os dois métodos.
Koppel et al (2003)	Cinco crânios secos foram tomografados e foi realizada a volumetria orbital por programa chamado "Analyze"	Programa demonstrou com acurácia suficiente para utilização clínica.
Ono et al (2008)	17 pacientes com análise volumétrica de suas órbitas por tomografia helicoidal (3 radiologistas), utilizando o programa licenciado Syngo VRT ( <i>Volume Rendering Technique</i> ), Siemens Medical Solutions®	O método de volumetria orbital descrito comprova a relação de igualdade entre as órbitas direita e esquerda de um mesmo indivíduo e mostrou-se reprodutível.
Regensburg et al (2008)	Comparou a volumetria orbital obtida pelo <i>software Mimics (Materialise)</i> de crânios secos e modelos de órbitas feitos de manteiga e asas de frango.	O <i>software Mimics</i> é uma ferramenta que pode ser utilizada na prática clínica e mostrou menos de 5% de variação nas volumetrias orbitais
Kwon et al (2010)	Realizou a volumetria orbital de 24 pacientes com trauma orbital, através de 02 programas para tomografia computadorizada: <i>Vitrea</i> e <i>Dextroscope</i>	As médias normais dos volumes orbitais calculados foram de 25,5mL pelo <i>Vitrea</i> e 24,8mL pelo <i>Dextroscope</i> .

QUADRO 2 – REVISÃO DA LITERATURA

Em 2008, Ono et al após criarem novo método de aferição do volume orbital por tomografia computadorizada helicoidal, concluíram que a utilização da órbita contralateral, sadia, como controle volumétrico da órbita afetada, é método confiável e auxilia na avaliação pré-operatória e também na avaliação dos resultados tardios (ONO et al., 2008). Esta comparação volumétrica entre as órbitas direita e esquerda foi realizada também em crânios secos, preenchidas com silicone e seu volume medido. A diferença encontrada entre as órbitas direita e esquerda foi de 7,5% (PARSONS, 1988).

## **MATERIAL E MÉTODO**

### **3. MATERIAL E MÉTODO:**

#### **3.1 AMOSTRA DA PESQUISA:**

A amostra da pesquisa foi composta de seis exames de tomografias computadorizadas provenientes de um banco de dados de exames do Serviço de Radiologia do DAPI (Diagnóstico Avançado por Imagem), localizado em Curitiba, Paraná.

Foram incluídos os exames de pacientes com idade variando entre 20 e 60 anos (média de 36 anos), com laudos radiológicos normais ou com patologias que não alterassem o volume orbital, como sinusopatia, alterações retinianas e investigação de amaurose. Os exames de pacientes cujos laudos apresentavam evidências de alterações oculares provenientes de tireoidopatias, enucleações, malformações e tumores foram excluídos (critério de exclusão). Ao final, obteve-se um total de onze órbitas, pois um dos pacientes apresentava alteração no soalho orbital esquerdo, e foi excluído.

#### **3.2 AMBIENTE:**

Esta pesquisa foi realizada em três centros. Além do Serviço de Cirurgia Plástica e Reparadora do Hospital de Clínicas da UFPR, englobou o Serviço de Radiologia do DAPI, no qual o Dr. Sérgio Ono foi o responsável por realizar as volumetrias orbitais a partir das tomografias helicoidais selecionadas; e a Universidade Tecnológica Federal do Paraná, no Núcleo de Prototipagem e Ferramental (NUFER), com o Prof. Dr. José A. Foggiatto, responsável pela criação e confecção dos onze protótipos.

### 3.3 AVALIAÇÃO VOLUMÉTRICA PELA TOMOGRAFIA HELICOIDAL: MÉTODO ONO.

A volumetria orbital obtida pela tomografia helicoidal foi realizada por apenas um radiologista (Dr. Sergio Ono), respeitando o protocolo para o cálculo volumétrico das órbitas publicado em trabalho prévio (ONO et al., 2008). O princípio básico do método consiste em medir as áreas das variadas fatias orbitais e multiplicar o valor das áreas à espessura do corte. Dessa forma, com a soma dos consecutivos troncos de cone, consegue-se o volume subtotal da região estudada (Figura 5).

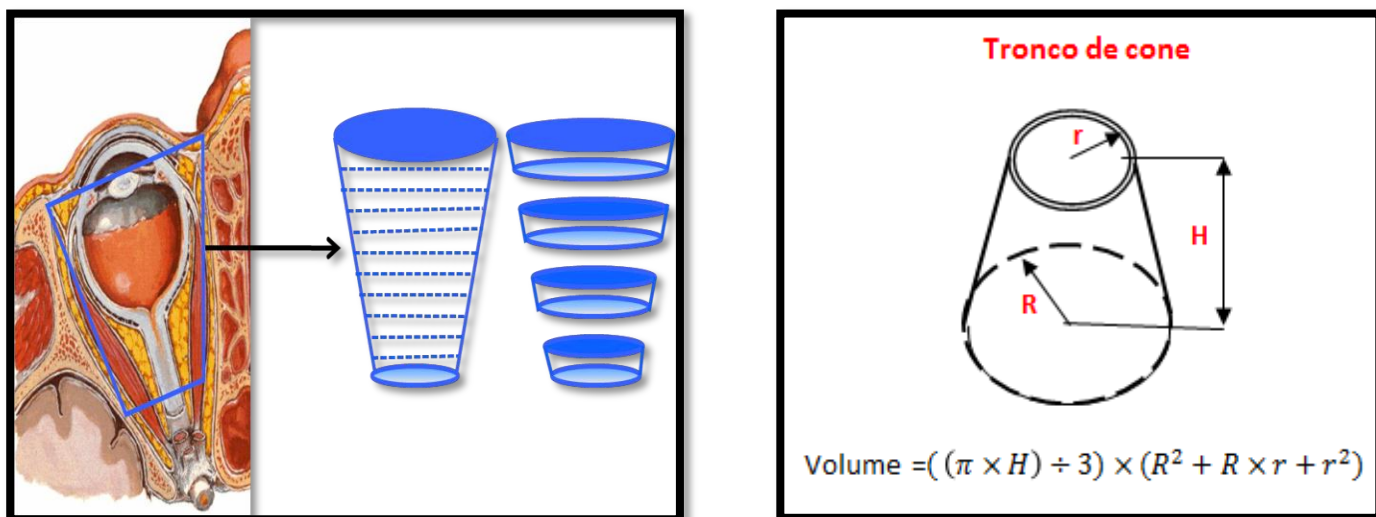


FIGURA 5 - DIAGRAMA MOSTRANDO O PRINCÍPIO DO CÁLCULO DO VOLUME ORBITAL PROPOSTO POR ONO ET AL E A FÓRMULA UTILIZADA.

FONTE: ONO ET AL., 2008

Neste protocolo, como regra preliminar ao corte dos exames, deve-se alinhar o paciente com o nervo óptico passando no centro da órbita, nos três planos: axial, coronal e sagital (Figura 6).



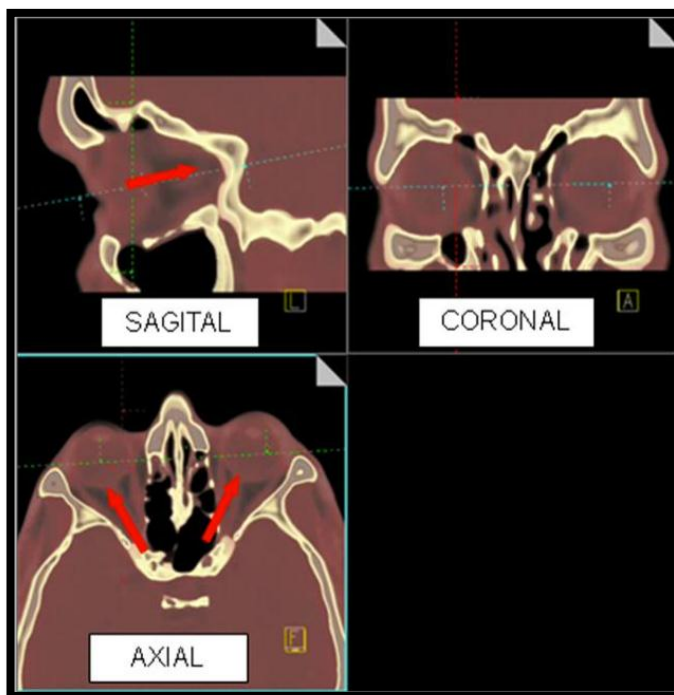


FIGURA 6 - ALINHAMENTO DO EXAME PASSANDO-SE PELO CENTRO DO NERVO ÓPTICO NOS 3 PLANOS (SETAS VERMELHAS INDICAM O NERVO ÓPTICO)

FONTE: ONO ET AL, 2008

Como limite anatômico para os cortes tomográficos, utilizou-se a proeminência do osso zigoma como limite externo de corte e a partir delas, realizaram-se cortes em direção ao canal óptico (Figura 7 e 8).

O mau posicionamento do paciente no momento da aquisição das imagens pode alterar a dimensão dos cortes, (Figura 9), nota-se que, alterando-se o posicionamento nos planos sagital e no plano coronal, as órbitas transformam-se de esferas a elipses, podendo se caracterizar como um viés no momento do cálculo do volume orbital. Por isso, todas as imagens passaram por um processo de adequação.

Não foi utilizado nenhum *software* específico para realizar as medidas, basta que o aparelho tomográfico seja capaz de fazer reconstruções multiplanares. O aparelho utilizado neste protocolo foi um *multislice* de 128 canais (Siemens®), que realiza cortes submilimétricos (0,5mm).

Para as medidas utilizou-se a reconstrução com algoritmo ósseo, que delimita muito bem o contorno ósseo e tem bastante contraste com as estruturas de partes moles ao redor e praticamente não "falseia" os limites ósseos com janelamentos. O tempo para fazer os contornos das medidas de cada órbita e realizar sua volumetria leva cerca de vinte minutos.

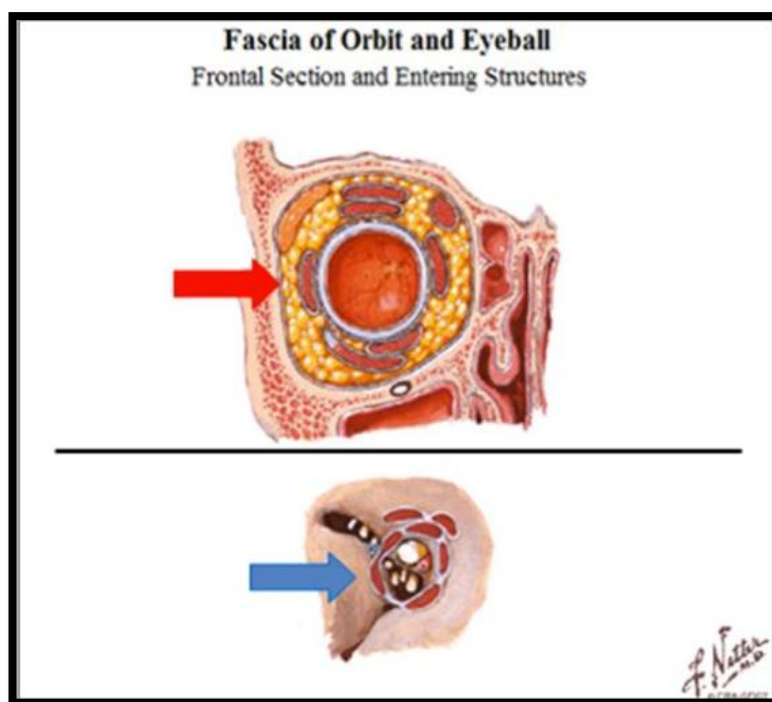


FIGURA 7 - REPRESENTAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DE INÍCIO E DO FINAL DOS CORTES TOMOGRÁFICOS NO PROTOCOLO DE ONO.

FONTE:NETTER, F.H, IN: ATLAS OF HUMAN ANATOMY. NOVARTIS, 1989. TRADUÇÃO: FÁSCIA ORBITAL E GLOBO OCULAR (CORTE FRONTAL E ESTRUTURAS INTERNAS).

Nota: seta vermelha indica a proeminência zigomática, que norteia o local de início dos cortes; seta azul mostra o canal óptico onde terminam os cortes tomográficos.

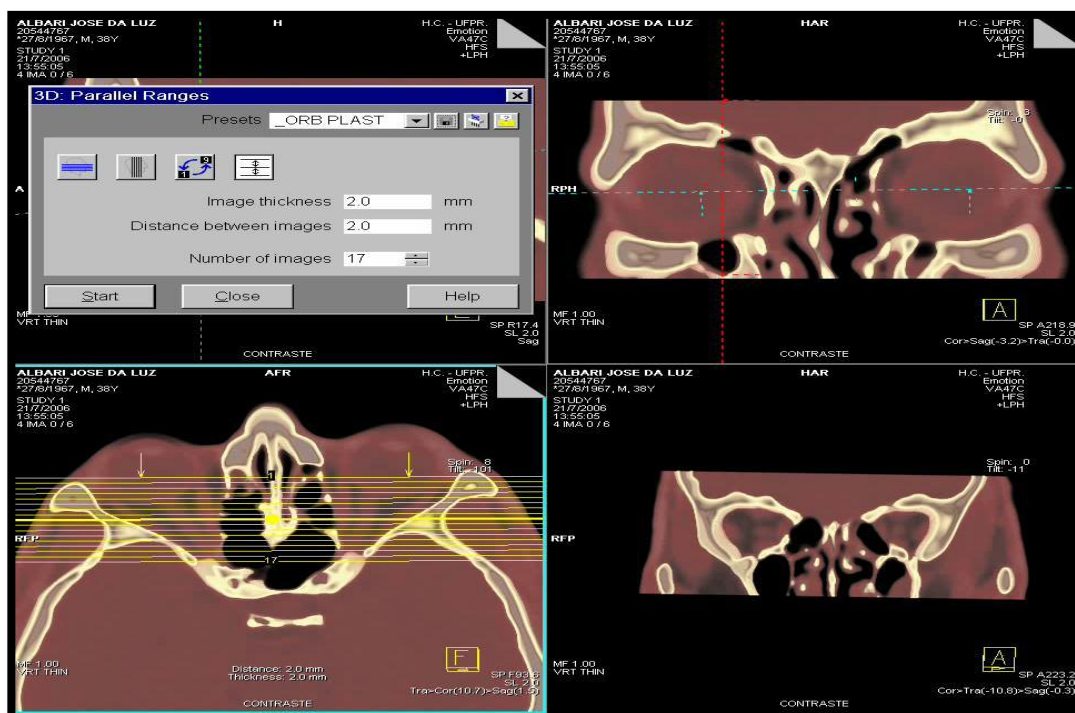


FIGURA 8 - REALIZAÇÃO DOS CORTES TOMOGRÁFICOS NO LIMITE ANATÔMICO DEFINIDO.

FONTE: ONO ET AL, 2008

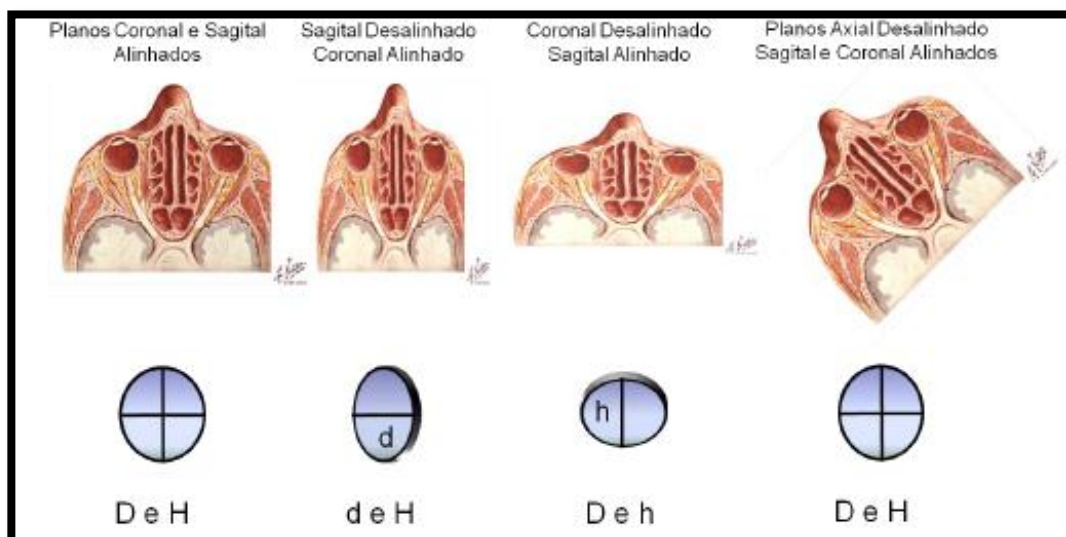


FIGURA 9 - ESQUEMATIZAÇÃO DAS DIFERENTES FORMAS DE ALINHAMENTO DOS PACIENTES DURANTE A AQUISIÇÃO DAS IMAGENS.

FONTE: ONO ET AL, 2008.

### **3.4 ETAPAS PARA A FABRICAÇÃO DE UM PROTÓTIPO:**

Existem algumas etapas básicas a serem seguidas desde a criação do arquivo a ser prototipado, até sua obtenção física. São elas:

#### **3.4.1 OBTENÇÃO DO MODELO TRIDIMENSIONAL (3D):**

Primeiramente, é necessário obter o desenho da peça no computador, e para isso, deve-se realizar o projeto em um programa de desenho assistido por computador, definindo sua geometria e suas propriedades finais. É importante que o arquivo primário e original seja mantido, caso seja necessário fazer alguma alteração posterior no projeto.

#### **3.4.2 GERAÇÃO DO ARQUIVO STL A PARTIR DE IMAGENS DICOM (COMUNICAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS EM MEDICINA):**

Para realizar a prototipagem de um objeto, é necessário exportá-lo para um formato de arquivo universal chamado *StereoLitography* (STL). Arquivo STL é o formato de arquivo simples capaz de formar geometrias complexas e irregulares através da composição de uma malha de triângulos. Este arquivo guarda as coordenadas dos vértices de cada triângulo, permitindo que ele seja aberto na maioria dos sistemas operacionais ou programas (Figura 10).

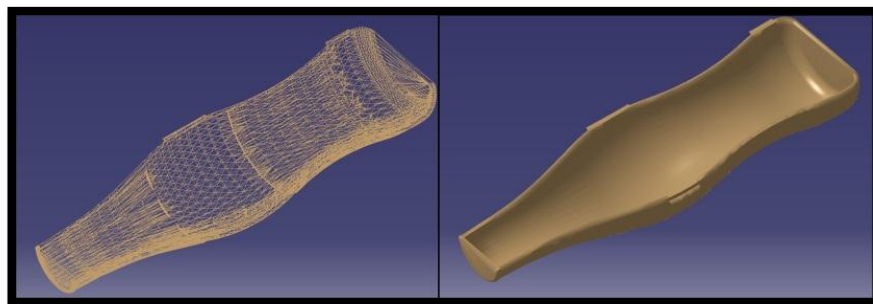


FIGURA 10 – REPRESENTAÇÕES DE UM ARQUIVO STL

FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

A malha de triângulos STL não possui espessura definida e não é possível cotá-la ou construir um sólido com ela sem ter uma base. Por isso, uma peça sólida só deve ser exportada para formato STL quando já está pronta para prototipagem, pois ela se transforma em uma espécie de corpo oco, o que dificulta bastante sua posterior edição. No processo de prototipagem rápida, é necessário que não haja nenhum tipo de contorno aberto em sua geometria, ou o *software* da máquina não poderá elaborar sua estratégia de produção, pois não saberá exatamente onde preencher com material ou com suporte.

A formação estrutural do arquivo STL faz com que seja possível salvar arquivos com geometrias extremamente irregulares e complexas, como sólidos derivados de tomografia computadorizada, o que facilita e simplifica bastante o processo de reconhecimento de arquivos nos *softwares*.

Para este trabalho, o STL base utilizado em todos os estudos de caso foram gerados a partir de imagens tomografadas com o *software* (de livre acesso) *InVesalius* <sup>1</sup>. O *InVesalius* reconhece imagens no formato DICOM, o formato de imagem padrão nos laboratórios de radiologia, e, a partir da associação do conjunto de imagens, forma um modelo tridimensional da parte do corpo tomografada (Figura 11).

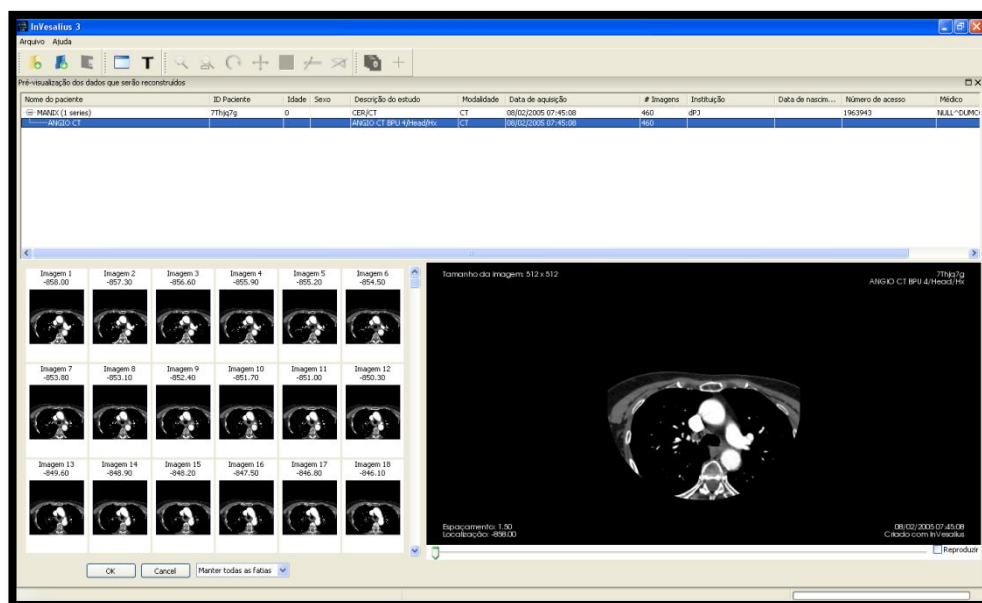


FIGURA11 – PROCESSO DE ASSOCIAÇÃO DE ARQUIVOS DICOM  
 FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

O funcionamento do programa permite que seja escolhida a região desejada para manipulação, a partir do reconhecimento das densidades dos tecidos. Assim, é possível obter um arquivo STL apenas da parte óssea, do tecido mole ou das vias aéreas, dependendo do objetivo e da necessidade do estudo de caso a ser realizado, selecionando uma faixa de limiar de densidade ao criar uma superfície a ser convertida na aba à esquerda (Figura 12). O programa possui uma interface relativamente simples de ser manipulada.

<sup>1</sup> Fonte: [www.softwarepublico.gov.br](http://www.softwarepublico.gov.br)

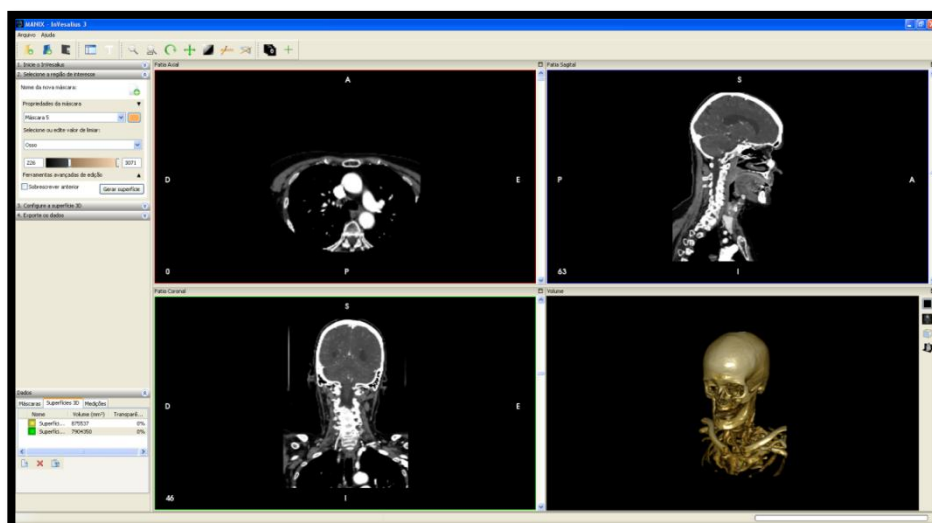


FIGURA 12 – SELEÇÃO DE MÚLTIPLOS TECIDOS E DENSIDADES  
 FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

### 3.4.3 EDIÇÃO DO ARQUIVO STL:

A partir do arquivo STL original é possível fazer diversas edições, desde a seleção de apenas uma das partes do arquivo até o refino da malha de triângulos, utilizando o CATIA<sup>2</sup> (*software* para desenho). Essa edição é quase sempre necessária, pois os arquivos gerados do *InVesalius* baseiam-se na seleção de tecidos por densidades médias pré-definidas. Como as densidades reais dos tecidos variam, muitas vezes a malha de triângulos resultante é irregular. Além disso, as ferramentas de edição de STL permitem que o usuário selecione apenas uma região específica.

É possível remover partes indesejadas da malha, excluir triângulos voadores, corrigir arestas e vértices corrompidos, identificar contornos abertos, dividir o arquivo em duas partes que podem ser ocultas e juntá-las novamente, refinar a malha, fechar furos e reconstruir triângulos manualmente. Esta é a parte mais trabalhosa da manipulação do arquivo, pois exige uma detalhada observação (triângulos pequenos) e muitas vezes necessita de uma reconstrução manual de algumas partes da malha.

<sup>2</sup> Fonte: *Dassault Systèmes SolidWorks Corporation*

A perfeita edição do arquivo STL pode ter maior ou menor importância dependendo do objetivo do usuário. Apesar de ser bastante utilizado por possibilitar a exportação em diversos programas, um arquivo neste formato tem poucos recursos disponíveis de edição, justamente por ser formado apenas por uma malha de triângulos que não possui medida exata (não pode ser cotado) e nem espessura definida. Assim sendo, ele geralmente é usado apenas para salvar sólidos regulares que já foram criados em outros programas e não precisam de uma edição posterior.

Na área médica, o arquivo STL é utilizado exatamente porque o corpo humano se trata de uma superfície totalmente irregular, sem restrições de medidas, assim como a malha de triângulos. Por isso, quando se deseja trabalhar com superfícies que originalmente estão em formato STL para prototipagem (como os tecidos do corpo humano), é necessário realizar uma operação de engenharia reversa, ou seja, converter a malha de triângulos para uma superfície manipulável. Para isso, dois métodos diferentes foram utilizados neste trabalho.

#### **3.4.4 ESTRATÉGIA DE PRODUÇÃO:**

Com todos os arquivos STL prontos para serem produzidos, é elaborada uma estratégia de prototipagem. Devem ser levados em conta diversos fatores, como quantidade de material a ser utilizada, tempo de produção e qualidade superficial desejada, visando sempre obter o menor custo possível (Figura 13).



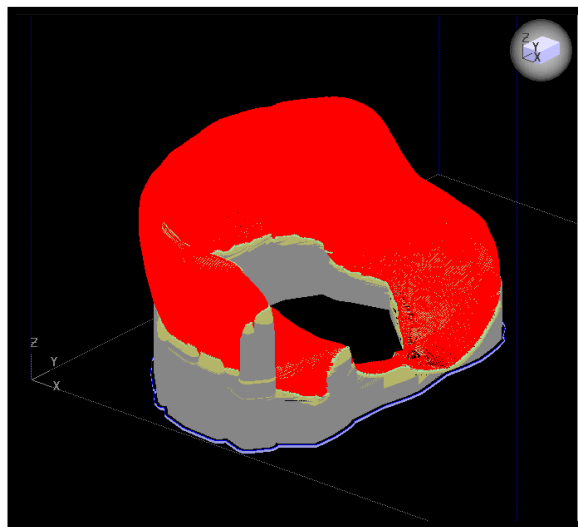


FIGURA 13 – ESTRATÉGIA DE PRODUÇÃO DE UMA PEÇA NA STRATASYS FDM 2000  
 FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

### 3.5 AVALIAÇÃO VOLUMÉTRICA PELO SOFTWARE DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA: MÉTODO SOLIDWORKS.

Primeiramente, os arquivos DICOM, com imagens tomográficas do paciente são importados para o *InVesalius*, o que permite a seleção do tecido desejado para exportação em STL.

Como as paredes da órbita são finas e menos densas que os outros ossos do corpo, é necessário ampliar ligeiramente o limiar de densidade da opção Osso. Com isso, outros tecidos indesejados serão também convertidos para superfície, mas eles podem ser posteriormente eliminados no CATIA ou até no próprio *InVesalius*.

Com o STL do osso craniano salvo e exportado no CATIA, a região desejada é recortada para ser editada. Como podemos observar na Figura 14, o tecido orbital gerado é fragmentado e não pode gerar um sólido regular se transformado automaticamente em superfície. Para isso, é utilizado o método da malha de pontos, que não necessita de grande edição do arquivo STL (vide Anexo 1).

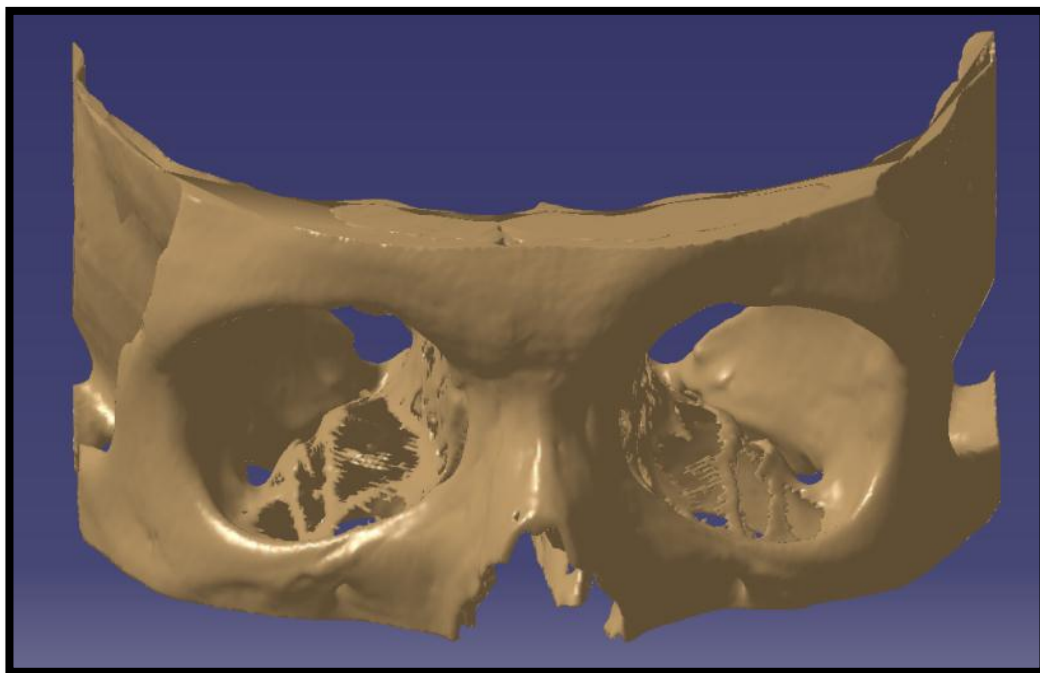


FIGURA 14 – VISUALIZAÇÃO DA REGIÃO ORBITAL DO STL GERADO PELO INVESALIOUS  
FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

Para construir a malha de pontos em uma órbita, começa-se pelas duas extremidades, que ligarão as linhas estruturais. O fundo da órbita é uma região determinada pelo médico.

Após esta etapa inicial, são então criadas as linhas estruturais e os arcos-guia, estando os dois em menor número possível para evitar o excesso desnecessário de superfícies criadas. Os pontos devem ser posicionados de maneira a ressaltar os principais contornos e reentrâncias da geometria orbital. A Figura 15 mostra todos os pontos e linhas criados e as superfícies geradas imitando a forma inicial da órbita.

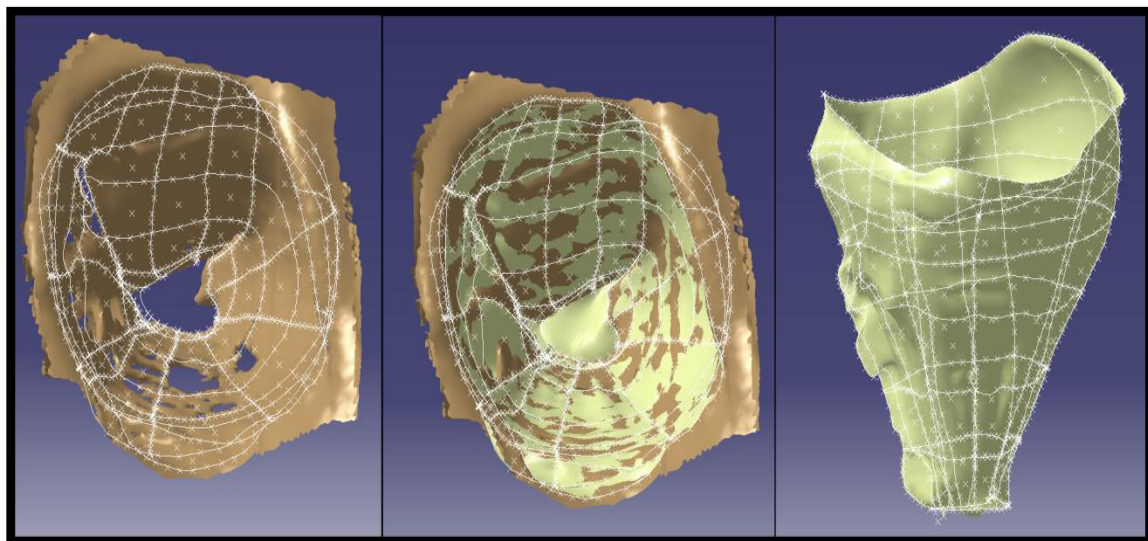


FIGURA 15 – VISUALIZAÇÃO DOS PONTOS E LINHAS CRIADOS SOBRE O STL ORIGINAL PARA CONSTRUÇÃO DA SUPERFÍCIE

FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

Após criar todas as superfícies necessárias, elas precisam ser reconhecidas como um corpo único. A ferramenta *Join* permite selecionar todas as superfícies e estabelecer um espaçamento mínimo entre elas para juntá-las. Salvam-se duas cópias do mesmo arquivo, uma para criar o sólido que terá seu volume calculado através do *SolidWorks*<sup>3</sup> e a outra para ser espessada e encaminhada para prototipagem.

Para o cálculo do volume no SolidWorks, é necessária a formação de um sólido, o qual deve ser gerado a partir do preenchimento de uma superfície totalmente fechada (oca). Neste caso, o sólido de interesse é a cavidade interna da órbita. Para tanto, padronizou-se que, estando a órbita verticalmente disposta, a parte mais baixa da borda superior seria o limite superior do sólido, conforme indica a Figura 16. Neste ponto, procurou-se criar um plano que passasse por ele e que fosse perpendicular à direção de corte das fatias da tomografia.

<sup>3</sup> Fonte: Dassault Systèmes SolidWorks Corporation

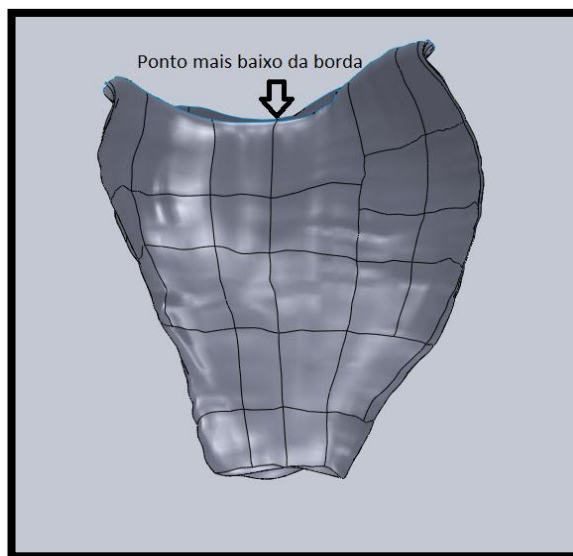


FIGURA 16 - INDICAÇÃO DO PONTO QUE LIMITA A ALTURA DA ÓRBITA.

Neste plano, criou-se uma superfície que cobrisse a órbita, resultando numa espécie de “tampa” (Figura 17). Utilizando-se dos recursos para edição e criação de superfícies do SolidWorks, aparam-se as bordas das superfícies (Figura 18), costuraram-se essas duas superfícies (Figura 19) e, através do comando “Espessar”, criou-se um sólido totalmente envolvido pelo resultado da união das superfícies, resultando no sólido representado em corte na Figura 20.

Para conhecer o valor do volume deste sólido, deve-se acessar o comando do SolidWorks em “Propriedades de massa” onde o volume é calculado pelo programa.

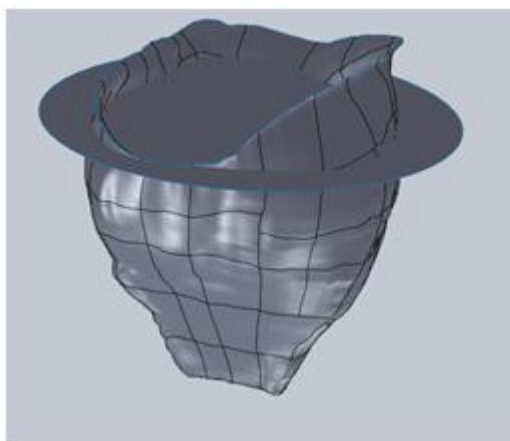


FIGURA17 - SUPERFÍCIES COM "TAMPA".

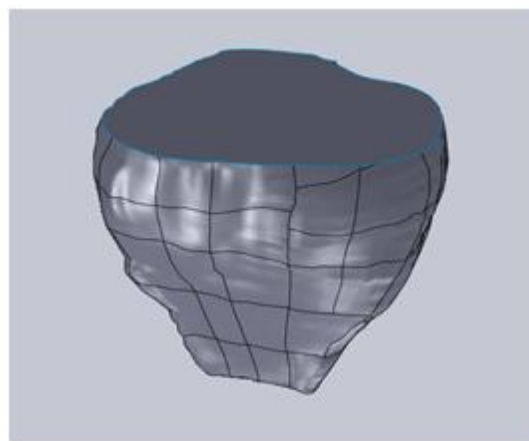


FIGURA18 - SUPERFÍCIES APARADAS.

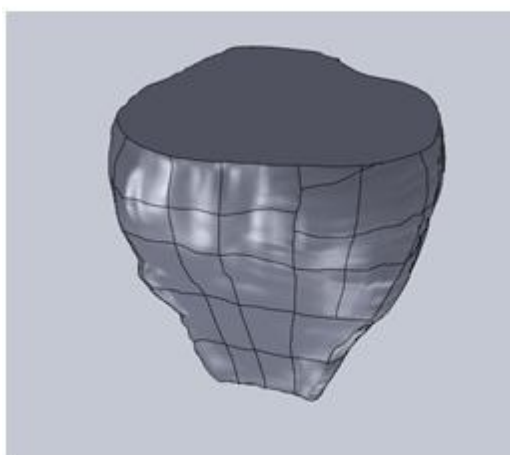


FIGURA19 - COSTURA DAS SUPERFÍCIES E TRANSFORMAÇÃO EM SÓLIDO.

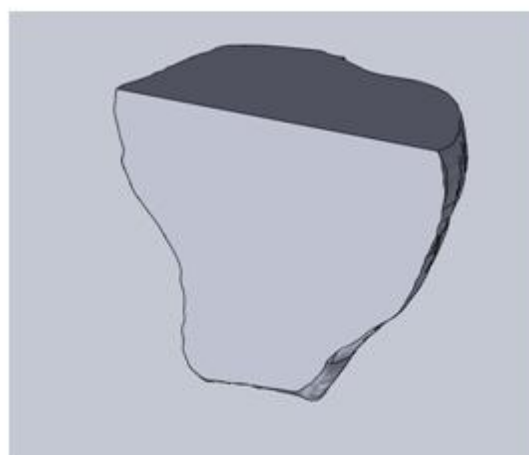


FIGURA 20 - CONVERSÃO DA SUPERFÍCIE FECHADA EM UM SÓLIDO (VISTA EM CORTE).

FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

Os protótipos foram produzidos pela máquina *Stratasys FDM 2000* (Figura 21) com o copolímero ABS (acrilonitrila, butadieno e estireno). O tempo médio de confecção de cada órbita foi de três horas.



FIGURA 21- MÁQUINA FDM 2000 E O PROTÓTIPO FINALIZADO  
FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

### 3.6 AVALIAÇÃO VOLUMÉTRICA NO MODELO: MÉTODO PROTÓTIPO:

Para mensurar o volume orbital dos protótipos, optou-se por preenchê-los com soro fisiológico 0,9%. Utilizou-se a solução salina por ser material não corrosivo, de fácil manipulação e que resulte em valores em centímetros cúbicos.

Os protótipos foram colocados dentro de um recipiente com uma base de papel filme, para mantê-los alinhados com o plano horizontal (Figura 22).





FIGURA 22 – PROTÓTIPO ALINHADO AO PLANO HORIZONTAL.

À solução salina, adicionou-se uma gota de detergente neutro para romper a tensão superficial e evitar viés de aferição no estudo. Caso contrário o volume injetado em cada órbita é maior do que o esperado, por ultrapassar os limites anatômicos utilizados para aferição (Figura 23).

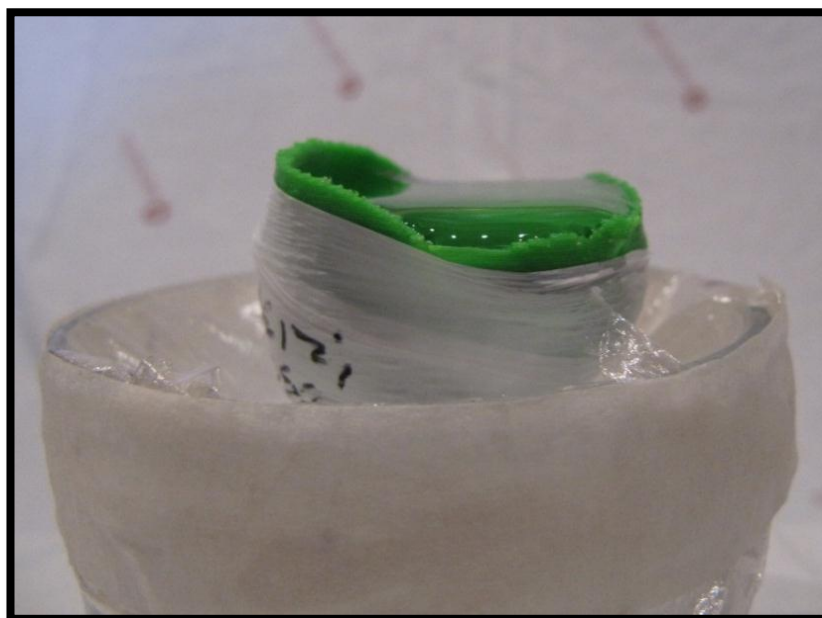


FIGURA 23 – LÂMINA DE ÁGUA PASSANDO OS LIMITES ANATÔMICOS ESTABELECIDOS: ANTES DE ROMPER A TENSÃO SUPERFICIAL DA ÁGUA.

Após o posicionamento do protótipo, utilizou-se uma pipeta graduada (de um mililitro) para preencher os protótipos com solução salina. Eles foram preenchidos até atingir os limites anatômicos estabelecidos, ou seja, os mesmos parâmetros utilizados nos outros métodos de aferição por imagem.

É importante salientar que apesar das camadas que formam o protótipo estarem justapostas e serem feitas de resina impermeável a água, nas primeiras tentativas de preencher as órbitas, constatou-se um pequeno extravasamento da solução salina. Para evitar viés de aferição (valores maiores do que o esperado), todos os moldes tiveram sua superfície externa envolta por uma fita branca de vedação (fita veda rosca para materiais de construção).

### **3.7 MÉTODO ESTATÍSTICO:**

Neste estudo foram incluídos os resultados obtidos da avaliação do volume orbital de 6 pacientes, sendo 5 bilaterais e 1 unilateral. Para a análise estatística os resultados da avaliação do volume de 11 órbitas foram considerados independentes.

Os resultados obtidos da volumetria orbital foram descritos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação dos métodos de avaliação do volume orbital foi considerado o modelo de análise da variância com medidas repetidas. Para a comparação dos métodos dois a dois foi usado o teste LSD (menor diferença significativa). Para avaliar o grau de correlação entre os volumes orbitais obtidos pelos métodos foram estimados coeficientes de correlação de Pearson. A comparação entre os lados direito e esquerdo foi feita considerando-se o teste t de *Student* para amostras dependentes ou o teste não paramétrico de *Wilcoxon*. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de *Shapiro-Wilks*. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional *Statistica* v.8.0.



## **RESULTADOS**

## 4. RESULTADOS

### 4.1 VOLUME RELATIVO DAS ÓRBITAS:

Depois de obtido o volume das onze órbitas, estes foram tabulados e comparados com os volumes obtidos pelos métodos de imagem (Quadro 3). A órbita esquerda do paciente J foi excluída do trabalho, pois apresentava alteração anatômica em seu soalho.

Paciente	Volume Órbita Direita (cm <sup>3</sup> )			Volume Órbita Esquerda (cm <sup>3</sup> )		
	Ono	<i>SolidWorks</i>	Protótipo	Ono	<i>SolidWorks</i>	Protótipo
J.	22,05	21,06	24,2	x	x	x
S.	22,66	23,32	24,6	22,35	24,05	24,8
A.	17,88	17,03	18,9	17,66	19,66	19,3
L.	23,26	21,44	23,3	23,40	22,56	23,1
R.	19,84	20,32	22,6	20,06	20,50	22,4
M.	18,36	18,09	18,2	18,12	18,99	18,5

QUADRO 3 – VOLUMES RELATIVOS DAS ÓRBITAS

## 4.2 COMPARAÇÃO DOS TRÊS MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DO VOLUME ORBITAL (ONO, SOLIDWORKS E PROTÓTIPO):

Testou-se a hipótese nula de que a média do volume orbital é igual para os 3 métodos, versus a hipótese alternativa de que pelo menos um dos métodos tem média diferente dos demais. Na Tabela 1 e Gráfico 1 são apresentadas estatísticas descritivas do volume de acordo com o método e o valor de p do teste estatístico.

TABELA 1 - ANÁLISE DO VOLUME ORBITAL PELOS TRÊS MÉTODOS

Avaliação	n	Média	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
<b>Ono</b>	11	20,51	17,66	23,40	2,29	0,002
<b>SolidWorks</b>	11	20,64	17,03	24,05	2,16	0,002
<b>Protótipo</b>	11	21,81	18,20	24,80	2,57	0,002

\*Análise da variância com medidas repetidas,  $p < 0,05$

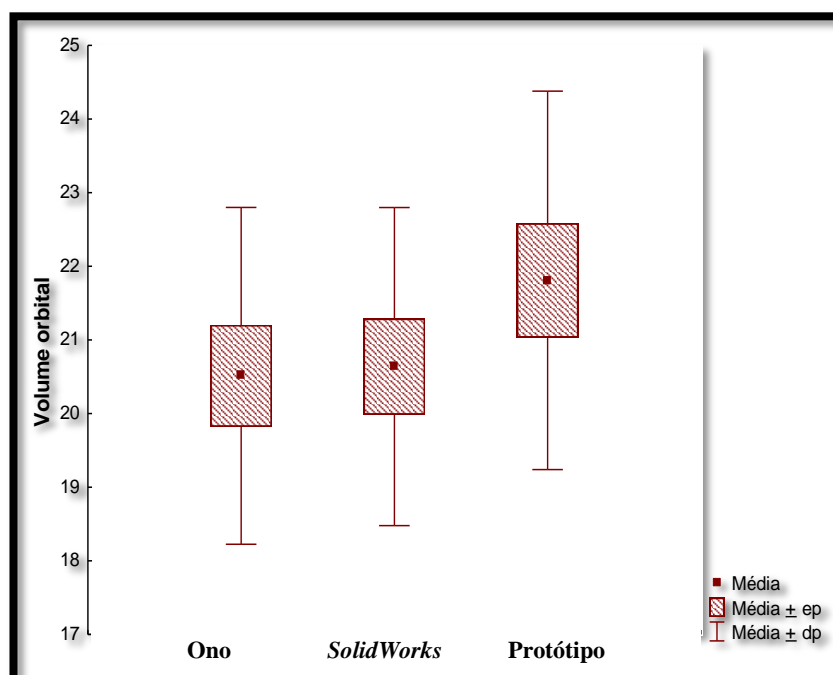


GRÁFICO 1 – ANÁLISE DO VOLUME ORBITAL PELOS TRÊS MÉTODOS

Considerando-se que foi encontrada diferença significativa entre os métodos, estes foram comparados dois a dois. Na Tabela 2 são apresentados os valores de p dessas comparações.

TABELA 2 – COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DOIS A DOIS

Métodos comparados	Valor de p
<b>Ono x <i>SolidWorks</i></b>	0,724
<b>Ono x Protótipo</b>	0,001
<b><i>SolidWorks</i> x Protótipo</b>	0,003

Os resultados obtidos indicam que não existe diferença significativa entre o volume avaliado pelo método de Ono e pelo método *SolidWorks* ( $p=0,724$ ). Existe diferença significativa entre os métodos de Ono e Protótipo ( $p=0,001$ ) e entre os métodos *SolidWorks* e Protótipo ( $p=0,003$ ), em relação à média do volume orbital.

Na Tabela 3 são apresentadas estatísticas descritivas das diferenças absolutas dos volumes obtidos pelos métodos.

TABELA 3 – DIFERENÇAS ABSOLUTAS DOS VOLUMES

Diferenças absolutas	n	Média	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
<b><i>SolidWorks</i> X Ono</b>	11	0,13	-1,82	2,00	1,19
<b>Protótipo X Ono</b>	11	1,30	-0,30	2,76	1,14
<b>Protótipo X <i>SolidWorks</i></b>	11	1,17	-0,49	3,14	1,16

Na Tabela 4 são apresentadas estatísticas descritivas das diferenças relativas (percentuais) dos volumes obtidos pelos métodos.

TABELA 4 – DIFERENÇAS RELATIVAS DOS VOLUMES

Diferenças relativas	n	Média	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
<b><i>SolidWorks</i> X Ono</b>	11	0,83%	-7,82%	11,33%	5,83%
<b>Protótipo X Ono</b>	11	6,36%	-1,28%	13,91%	5,47%
<b>Protótipo X <i>SolidWorks</i></b>	11	5,66%	-2,58%	14,91%	5,78%

#### 4.3 AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO ENTRE OS VOLUMES AVALIADOS PELOS TRÊS MÉTODOS:

Considerando-se os métodos dois a dois, estimou-se o coeficiente de correlação. Testou-se a hipótese nula de que não existe correlação entre os volumes (coeficiente de correlação igual à zero), versus a hipótese alternativa de que existe correlação (coeficiente de correlação diferente de zero). Na Tabela 5 são apresentados os coeficientes de correlação e os valores de p.

TABELA 5 – COEFICIENTES DE CORRELAÇÃO

Métodos	Coeficiente de correlação de Pearson	Valor de p
<b>Ono x <i>SolidWorks</i></b>	0,86	0,001
<b>Ono x Protótipo</b>	0,89	<0,001
<b><i>SolidWorks</i> x Protótipo</b>	0,89	<0,001

Nas três avaliações dos métodos dois a dois, foram encontrados resultados que indicam forte correlação entre os volumes avaliados pelos métodos (Gráfico 2, 3 e 4).

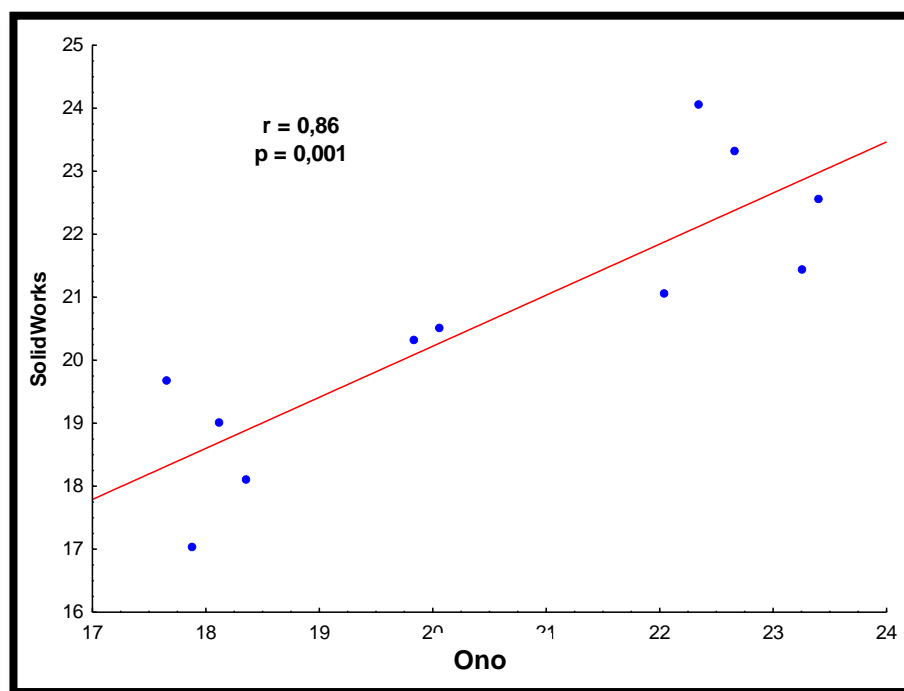


GRÁFICO 2 – CORRELAÇÃO DOS VOLUMES SOLIDWORKS X ONO

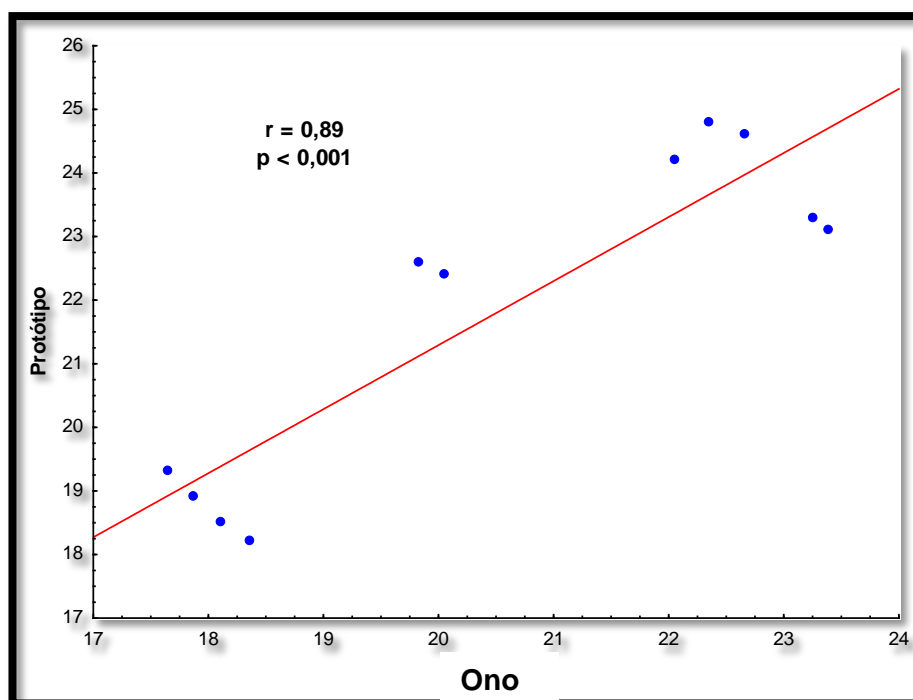


GRÁFICO 3 – CORRELAÇÃO DOS VOLUMES PROTÓTIPO X ONO

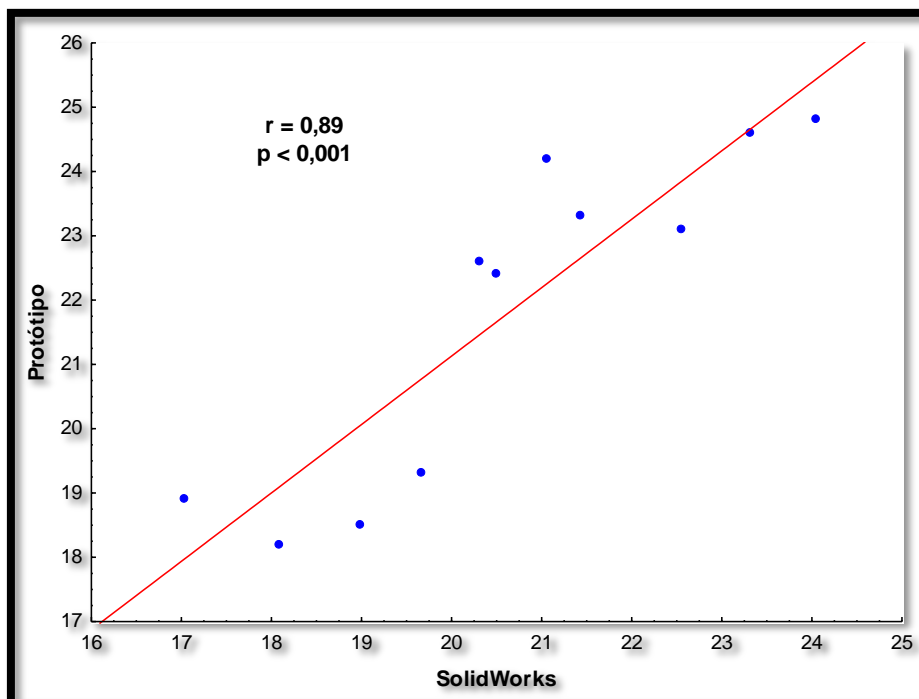


GRÁFICO 4 - CORRELAÇÃO DOS VOLUMES PROTÓTIPO X SOLIWORKS

#### 4.4 COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO, EM CADA MÉTODO:

Para cada um dos métodos, testou-se a hipótese nula de que a média do volume no lado direito é igual à média do volume no lado esquerdo, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Para esta análise foram incluídos os cinco casos que tinham avaliação bilateral do volume da órbita. Os resultados, apresentados na Tabela 6 e Gráficos 5, 6, 7 e 8, demonstram que no método de Ono e no Protótipo as volumetrias esquerdas e direitas não apresentam diferença significativa, porém, pelo programa *SolidWorks*, essa diferença foi significativa.

TABELA 6 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO

Técnica	Lado	n	Média	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
<b>Ono</b>	D	5	20,40	17,88	23,26	2,46	0,493*
	E	5	20,32	17,66	23,40	2,53	
	Dif E-D	5	-0,08	-0,31	0,22	0,24	
<b>SolidWorks</b>	D	5	20,04	17,03	23,32	2,53	0,043**
	E	5	21,15	18,99	24,05	2,10	
	Dif E-D	5	1,11	0,18	2,63	0,92	
<b>Protótipo</b>	D	5	21,52	18,20	24,60	2,82	0,473*
	E	5	21,62	18,50	24,80	2,65	
	Dif E-D	5	0,10	-0,20	0,40	0,28	

\*Teste t de Student para amostras pareadas,  $p < 0,05$

\*\*Teste não-paramétrico de Wilcoxon,  $p < 0,05$

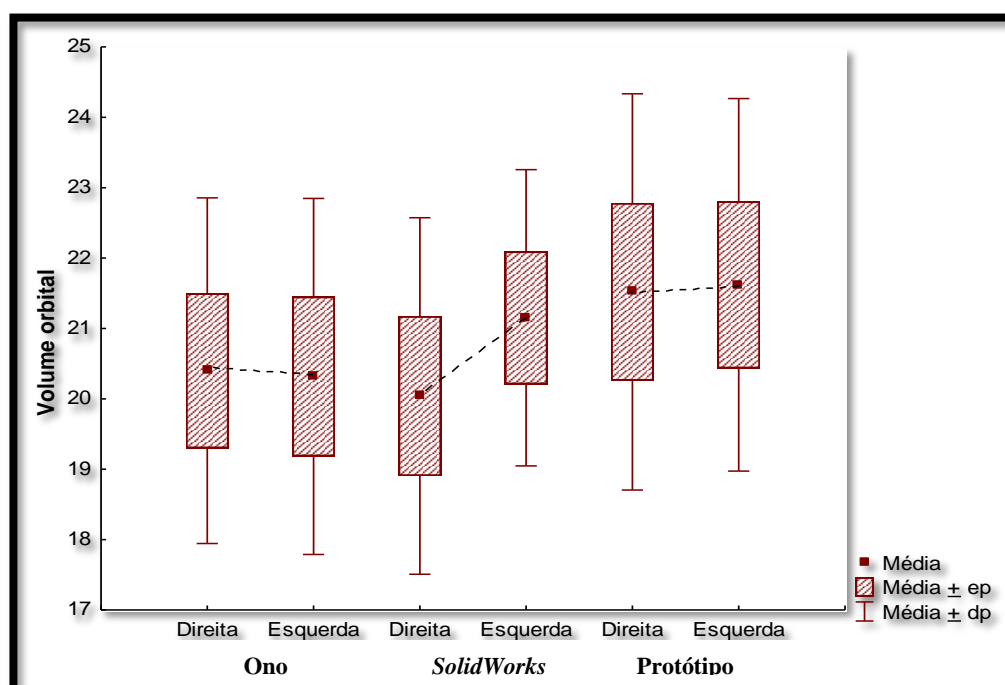


GRÁFICO 5 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO



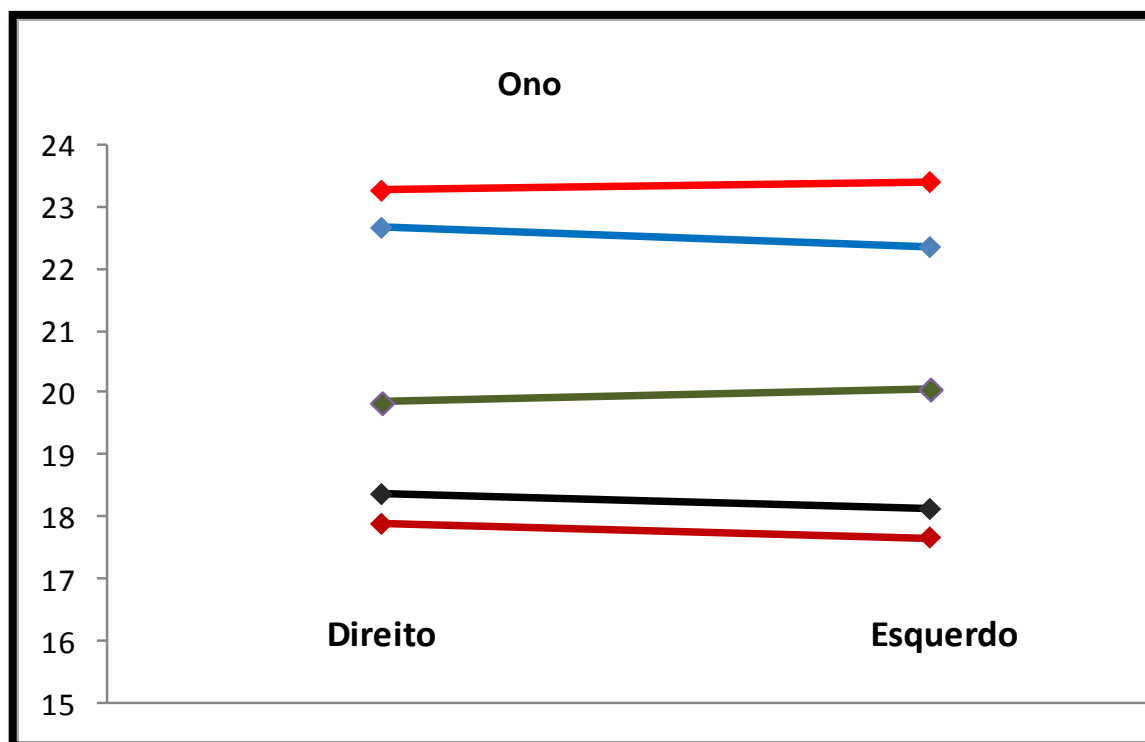


GRÁFICO 6 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO PELO MÉTODO TOMOGRÁFICO DE ONO.

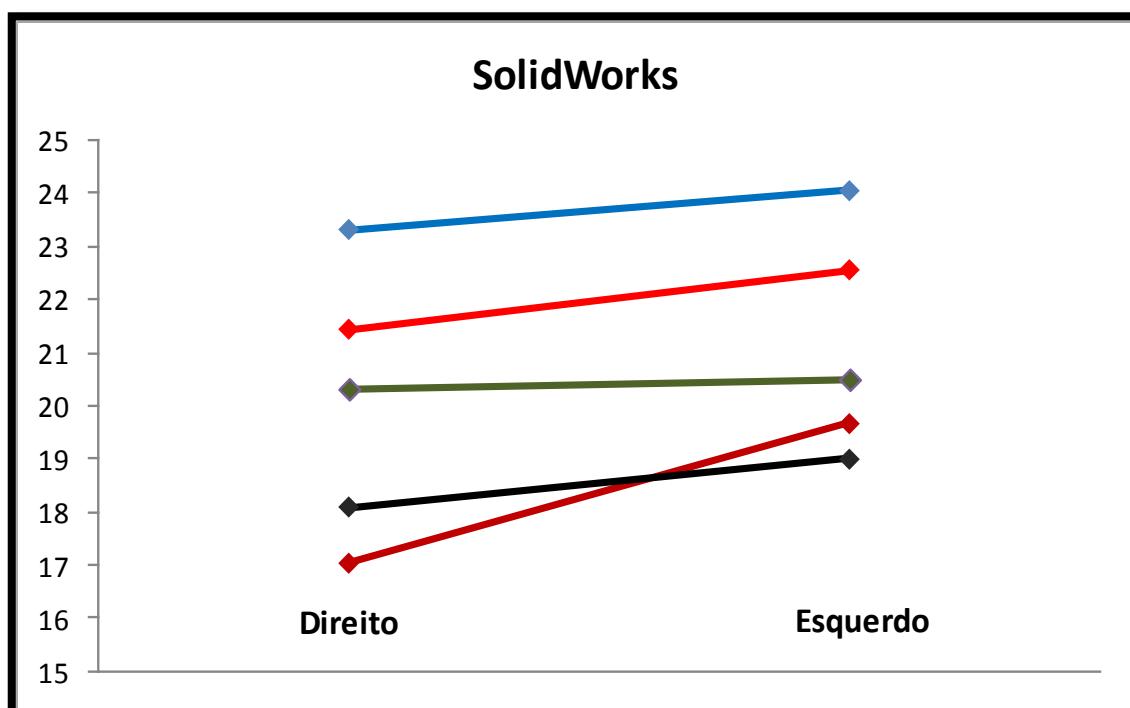


GRÁFICO 7 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO PELO PROGRAMA SOLIDWORKS

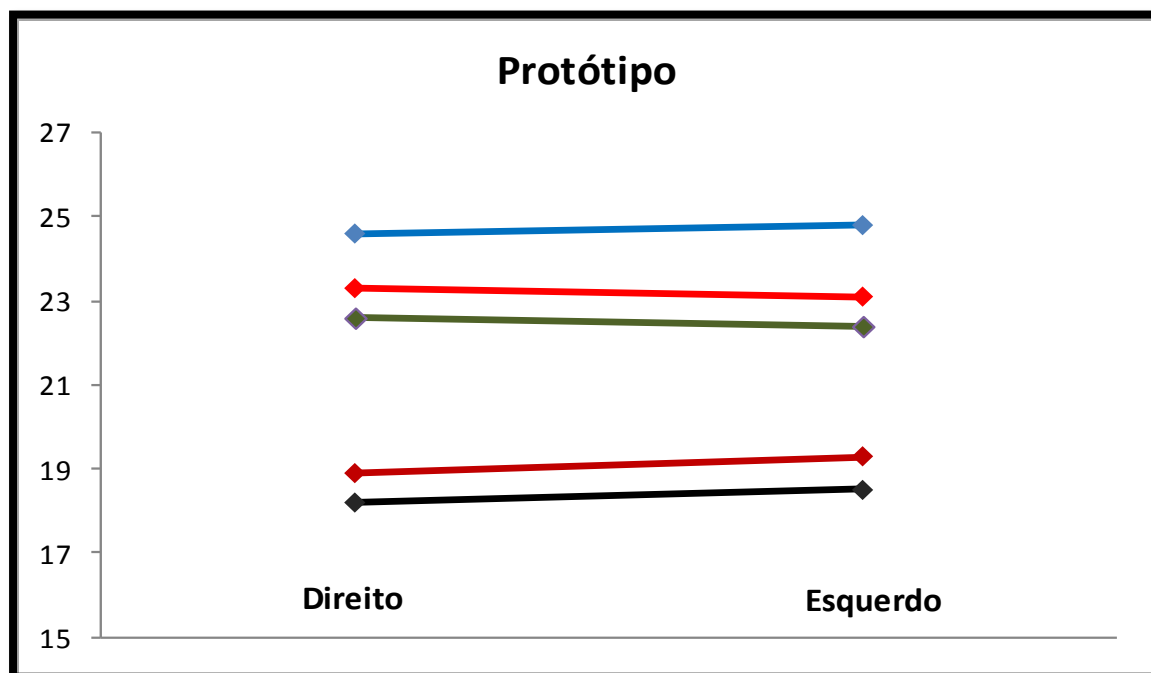


GRÁFICO 8 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VOLUMES DOS LADOS DIREITO E ESQUERDO OBTIDOS NO PROTÓTIPO.

## **DISCUSSÃO**

O objetivo principal da reconstrução orbital é a restauração do volume prévio a patologia. A avaliação criteriosa do volume orbital é fundamental para a decisão terapêutica. Um método prático para a medição precisa do volume orbital teria múltiplas aplicações na prática da cirurgia crânio-maxilo-facial, como discutido por Manson et al em 1986. Isto seria particularmente útil na avaliação e no tratamento do trauma orbital, enoftalmia de causas variadas e exoftalmia associada à doença de Graves (MANSON et al., 1986).

A avaliação do volume orbital no pré-operatório é de valor inestimável para se prever uma possível intervenção cirúrgica ou uma complicação. Além disso, tem-se uma estimativa do quanto seu volume terá que ser reduzido nos casos de enoftalmia ou quão volumoso deverá ser o implante utilizado na reconstrução das fraturas de soalho de órbita. As mesmas aplicações podem ser extrapoladas no tratamento da exoftalmia advinda da doença de Graves. No entanto, neste caso, objetiva-se ampliar o volume orbital com o mínimo de morbidade para o paciente.

A tomografia tem sido o exame mais utilizado para medir o volume orbital (COOPER et al., 1985; FORBES et al., 1985; MCGURK et al., 1992; KOPPEL et al., 2003, ONO et al., 2009). Os protocolos atuais para a avaliação do volume orbital não são universalmente aceitos. Observa-se que cada serviço de radiologia e cirurgia craniomaxilofacial utiliza um método e um programa padrão para a análise da volumetria orbital. No entanto, apesar da descrição destes vários métodos de mensuração, não se tem ainda um ideal. Além disso, a maioria dos estudos não compararam seus resultados com outros métodos de aferição. Portanto, é difícil saber quão fidedignos são estes resultados.

Alguns problemas podem surgir quando se utiliza a tomografia computadorizada para realizar a volumetria orbital: (1) a cavidade orbital apresenta irregularidades em sua face interna e seu formato não é de um cone perfeito, alinhado com os planos axiais e coronais da tomografia; (2) presença de defeitos ósseos que podem introduzir erros de medição; (3) variabilidade das mensurações interoperadores, (4) mau posicionamento do paciente no momento da aquisição das imagens; e (5) erros causados pelo uso de diferentes métodos e *softwares* (YOSHIDA et al., 2010).

Vários trabalhos tentaram utilizar crânios secos para comparar as análises volumétricas obtidas pela tomografia com a volumetria da órbita. Cooper et al e compararam a volumetria orbital obtida por tomografia com o volume obtido ao preencher as órbitas de crânios secos com areia (COOPER et al, 1985). Neste método eles realizaram cortes tomográficos de 1,5mm de espessura dos crânios secos e calcularam o volume orbital através da soma das áreas de cada fatia. Eles utilizaram apenas os cortes axiais para calcular as volumetrias. A discrepância entre os resultados obtidos pelo método tomográfico e o direto foi de cerca de 0,2 a 4%. O princípio de encher as órbitas de crânios secos com areia foi primeiramente utilizado por Alexander. (ALEXANDER et al., 1961).

Forbes et al também estabeleceram comparações entre as volumetrias obtidas em modelos de crânios secos e exames de pacientes sem patologias acometendo as órbitas. Diferente de Cooper, Forbes et al preencheram os crânios secos com silicone. Este trabalho foi muito útil ao estabelecer os valores normais das estruturas orbitais, a serem utilizados como padrão em trabalhos futuros. A órbita óssea apresentava volume de cerca de 23cm<sup>3</sup> e a gordura intra conal, volume médio de 10cm<sup>3</sup> (FORBES et al., 1985).

Os trabalhos de Cooper et al e de Forbes et al classificavam seus métodos tomográficos como reprodutíveis e de boa acurácia. Analisando estes trabalhos evidencia-se um viés simples: nenhum dos métodos utilizados pode ter sua acurácia realmente aferida, pois não se compararam os métodos com algum exame padrão-ouro pré-existente para a análise da volumetria orbital. Ou seja, não se pode afirmar que seus resultados são reais.

Visando dirimir esta dúvida, Koppel et al em 2003 publicaram um trabalho em que comparavam a análise da volumetria orbital de crânios secos através do programa *Analyse*<sup>4</sup> com a volumetria real da órbita preenchida por silicone. Determinaram que o método de análise da massa volumétrica por deslocamento de água (princípio de Arquimedes<sup>5</sup>) deve ser o padrão-ouro. No entanto, eles concluíram que o programa *Analyse* não possuía boa acurácia. A margem de erro nas volumetrias chegava até 12cm<sup>3</sup> de diferença (KOPPEL et al., 2003).

<sup>4</sup> Programa *Analyse*: CN Software LTD.

<sup>5</sup> Princípio de Arquimedes: O princípio de Arquimedes afirma que todo corpo submerso em um fluido experimenta um empuxo vertical e para cima igual ao peso de fluido deslocado

Vários outros softwares já foram utilizados para análise do volume orbital. Regensburg et al utilizaram o programa *Mimic (Materialise Inc)* que realiza o cálculo do volume orbital de forma similar ao método proposto por Ono et al (REGENSBURG et al., 2008). Kwon et al utilizaram o programa *Vitreia Version 3.4 (Vital Images Inc)* e o *Dextroscope Version 1.0 (Bracco AMT Inc)* para calcular o volume da órbita de paciente com trauma orbital, no pré e no pós-operatório (KWON et al., 2009). No entanto, não existe nenhum trabalho que compare estes diferentes softwares entre si.

Neste trabalho foi utilizado o protocolo de Ono et al, desenvolvido no Serviço de Cirurgia Plástica e Reparadora do Hospital de Clínicas da UFPR. Acredita-se que este é reprodutível, apresenta baixo custo e é relativamente rápido (a análise volumétrica pela tomografia, de cada órbita, leva cerca de 20 minutos). Assim como em outros trabalhos, existe uma preocupação constante em validar este método. Como não há um método padrão-ouro para realizar esta validação, optou-se por utilizar a tecnologia de prototipagem rápida para comparar o método de Ono. Isto por ser uma tecnologia relativamente recente, e que ainda não havia sido utilizada em outros trabalhos com estes fins. Também, a prototipagem reconstrói a órbita com detalhes anatômicos precisos, conferindo todas suas reentrâncias e relevos. A utilização de crânio seco deveria ser desencorajada já que o osso passou por processo de desidratação e perda do periósteo. O que leva a aumento do volume aferido e imprecisão nos resultados. Com o emprego da prototipagem foi possível reconstruir a órbita nos seus mínimos detalhes e estabelecer novas análises do volume orbital.

A princípio, seriam utilizadas apenas as volumetrias obtidas pelo método de Ono et al e pelo método direto no protótipo. No entanto, para o protótipo ser confeccionado, primeiramente, ele tem que ser gerado no computador através do *software InVesalius*. Ao se gerar estas novas imagens, pode-se calcular o volume orbital através do *software SolidWorks*. Portanto, ao final do projeto obtiveram-se três métodos de mensuração do volume orbital.

No que diz respeito à medição dos valores normais do volume orbital, Deveci et al relataram uma média de volume de 28,41cm<sup>3</sup>. Forbes et al encontraram uma média de 23,9cm<sup>3</sup> no sexo masculino e de 23,63cm<sup>3</sup> no sexo feminino (FORBES et al., 1985; DEVECI et al., 2000). Em nosso trabalho a média da volumetria orbital obtida pelo método de Ono et al foi de 20,51cm<sup>3</sup>, a média obtida pelo programa *SolidWorks* foi de 20,64cm<sup>3</sup> e a média mensurada no protótipo foi de 21,81cm<sup>3</sup>. Valores estes, um pouco abaixo do que é mencionado na literatura. Essas variações nos valores absolutos do volume orbital devem-se aos diferentes métodos utilizados e ao tipo de janelamento utilizado para o cálculo. Kwon et al em 2010 demonstraram que o volume orbital obtido nos cortes coronais era subestimado comparado com o dos exames axiais (KWON et al., 2010). Em nosso trabalho associou-se as medições nos dois planos. Os valores maiores provavelmente foram devido ao fato destes trabalhos terem utilizado as órbitas de crânios secos, terem utilizado pontos anatômicos mal definidos para delimitar o início e fim da órbita e realizarem os cortes tomográficos muito espessos, 1,5mm. O método proposto por Ono et al utiliza cortes tomográficos sub milimétricos, com 0,5mm de espessura.

Ao se avaliar os valores absolutos das volumetrias pelos três métodos (Ono, *SolidWorks* e Protótipo), aparentemente o volume do protótipo parece estar superestimado em cerca de 1cm<sup>3</sup> na média. Porém, apenas com estes resultados, não se pode afirmar tal fato. Pode ser que, na realidade, o volume orbital obtido pelo método de Ono et al ou pelo programa *SolidWorks* estejam subestimados.

Outro fato que chama a atenção é que o volume obtido pelo *software SolidWorks* apresentou diferença estatisticamente significativa ao ser comparado ao volume real do protótipo. Como o protótipo foi gerado a partir deste *software* esperava-se que os valores fossem similares, o que não ocorreu. Ao comparar os valores obtidos pelo método de Ono et al com os obtidos pelo *software SolidWorks*, não houve diferença significativa.

Durante a realização do trabalho algumas hipóteses sugeriram que o volume do protótipo possa estar realmente superestimado: primeiramente, acredita-se que o maior volume aferido nos protótipos deve-se as irregularidades da face interna da órbita, que não são levadas em consideração pelo método de Ono et al e pelo programa *SolidWorks* que fazem cortes lineares das órbitas ao mensurar os volumes.

Uma segunda hipótese, é que a tensão superficial do líquido utilizado para preencher as órbitas não pode ser rompida por completo, sendo que a coluna do líquido pode ultrapassar os limites anatômicos estipulados para a mensuração da volumetria orbital. Pode ser, também, que as diferenças encontradas se devam ao fato de os cortes tomográficos serem iniciados um pouco mais anteriores ao canal óptico.

A pergunta que permanece em aberto é: essas pequenas diferenças nas volumetrias são clinicamente e cirurgicamente significativas? Poucos trabalhos conseguiram mensurar de que forma a relação conteúdo e continente é afetada através de pequenas mudanças no volume orbital. Whitehouse et al em 1994 demonstraram em uma série de casos que um aumento de  $1\text{cm}^3$  no volume orbital gera cerca de 0,77mm de enftalmia. Por outro lado, Ahn et al em 2008 demonstraram que a enftalmia maior que 2mm tipicamente indica necessidade de intervenção cirúrgica (WHITEHOUSE et al., 1994; AHN et al., 2008).

Em 2010 Yoshida et al utilizaram o *software Osirix v.3.6.1*<sup>6</sup> para avaliar a relação entre a alteração do volume orbital e a alteração da projeção ocular nos pacientes com fraturas do complexo zigomático-maxilar. No entanto, os volumes calculados das órbitas-controles parecem estar subestimados. Somente o globo ocular tem volume de cerca de  $7\text{cm}^3$  (ACER et al., 2009). Associado aos músculos extraoculares e a gordura intraconal o volume orbital é de 23 a  $28\text{cm}^3$ . Provavelmente houve algum erro no momento de definir os limites anatômicos para o cálculo do volume orbital, ou o programa *ROI (Region of interest/compute volume)* disponível no *software Osirix* não aferiu de maneira correta estes volumes.

Muitos trabalhos tentaram estabelecer relações de igualdade entre os volumes absolutos das órbitas direita e esquerda de um mesmo paciente, sem muito sucesso (FORBES et al., 1985; PARSONS et al., 1988). Neste projeto ao se estabelecer uma correlação entre estes volumes, observou-se que no método de Ono et al e no Protótipo, as órbitas direita e esquerda possuíam volumes similares. Este achado vai de encontro com o trabalho de Ono et al de 2008, no qual ficou comprovado que a órbita sadia de um paciente pode servir como controle da órbita afetada (ONO et al., 2008; ONO et al 2009).

<sup>6</sup> Osirix: utilitário desenvolvido para a plataforma Macintosh para processamento de imagens



Isto possibilita um diagnóstico mais preciso o acompanhamento de pacientes em pós-operatório tardio, levando a um diagnóstico mais precoce da ocorrência de possíveis alterações indesejadas.

A utilização da prototipagem rápida no protocolo de avaliação da volumetria orbital traz maior credibilidade as aferições tomográficas obtidas pelo método de Ono et al e mostra-se mais fidedigna do que modelos de silicone e manteiga como nos trabalhos de Parson e Regensburg respectivamente (PARSONS et al., 1988; REGENSBURG et al., 2008). Esta tecnologia na área médica é hoje uma realidade e esta cada vez mais acessível e menos dispendiosa. Ao associar métodos de imagem à prototipagem rápida, uma nova era de perspectivas se abre na área da cirurgia crânio-maxilo-facial. Além de termos imagens detalhadas da anatomia, o cirurgião crânio-facial poderá realizar treinamento nos modelos biomédicos, minimizando o tempo cirúrgico e garantindo melhores resultados. Análises mais criteriosas poderão ser feitas no pós-operatório e alterações indesejadas detectadas.

Mesmo com a utilização das mais recentes tecnologias na área de diagnóstico por imagem ou na área da prototipagem, acredita-se que para criar um método padrão-ouro para a análise da volumetria orbital seria necessário um estudo em cadáver fresco, o que acaba sendo difícil de ser realizado e de ser aprovado perante os comitês de ética em pesquisa médica.

Com o método tomográfico proposto por Ono et al, auxiliado pela criação dos protótipos biomédicos as análises da volumetria orbital poderão ser feitas com maior credibilidade apenas utilizando exames de imagem do paciente. A confecção de modelos biomédicos deve ser reservada apenas para aqueles casos em que possam ser utilizados com finalidades clínicas cirúrgicas, como na confecção e moldagem de uma malha de titânio para a reconstrução de uma fratura de soalho orbital ou no planejamento cirúrgico das osteotomias das paredes medial e inferior da órbita para sua expansão na exoftalmia de Graves. (TANG et al., 2010; ESSES et al., 2011).

## **CONCLUSÃO**

O método tomográfico para a análise da volumetria orbital, utilizando o protocolo de Ono et al, obteve valores consistentes. Este método associado à prototipagem rápida trouxe maior credibilidade e ajuda na validação dos resultados encontrados. Foi possível constatar, também, que as órbitas direita e esquerda de cada indivíduo da pesquisa demonstraram valores muito similares. O método tomográfico de Ono é reprodutível e pode ser utilizado em protocolos que envolvam diagnóstico e terapêutica de patologias que acometam a região orbital, podendo a órbita contralateral, sadia, servir de parâmetro anatômico.

## REFERÊNCIAS

ACER, N.; SAHIN, B.; UCAR, B. T.; USANMAZ, M. Unbiased Estimation of the Eyeball Volume Using the Cavalieri Principle on Computed Tomography Images. *The Journal of Craniofacial Surgery*, v. 20, n. 1, p. 233–237, 2009.

AHN, H. B.; RYU, W. Y. YOO, K. W. Prediction of enophthalmos by computer-based volume measurement of orbital fractures in a Korean population. *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 24, n. 1, p. 36–9, 2008.

ALEXANDER, J. C.; ANDERSON, J. E.; HILL, J. C. The determination of orbital volume. *Transactions of the Canadian Ophthalmological Society*, v. 24, p. 105–11, 1961.

BAHN, R. S. Graves' ophthalmopathy. *The New England Journal of Medicine*, v. 362, n. 8, p. 726–38, 2010.

BAINS, R. A.; RUBIN, P. A. Blunt orbital trauma. *International Ophthalmology Clinics*, v. 35, n. 1, p. 37–46, 1995.

BALDESCHI, LELIO. Small versus coronal incision orbital decompression in Graves' orbitopathy. *Orbit*, v. 28, n. 4, p. 231–6, 2009.

BALDESCHI, LELIO; MACANDIE, K.; HINTSCHICH, CI. The removal of the deep lateral wall in orbital decompression: its contribution to exophthalmos reduction and influence on consecutive diplopia. *American Journal of Ophthalmology*, v. 140, n. 4, p. 642–7, 2005.

BARROS JJS et al. *Traumatismo Buco Maxilo Facial*. 2ª edição. São Paulo: Roca, 2000.

BEN, G. J.; WANG, L.; MCCANN, J. D.; GOLDBERG, ROBERT A. Primary-gaze diplopia in patients with thyroid-related orbitopathy undergoing deep lateral orbital decompression with intraconal fat debulking: a retrospective analysis of treatment outcome. *Thyroid : Official Journal of the American Thyroid Association*, v. 14, n. 5, p. 379–83, 2004.

BITE, U.; JACKSON, I. T.; FORBES, G. S.; GEHRING, D. G. Orbital volume measurements in enophthalmos using three-dimensional CT imaging. *Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 75, n. 4, p. 502–8, 1985.

CHARTERIS, D. G.; CHAN, C. H.; WHITEHOUSE, R. W.; NOBLE, J. L. Orbital volume measurement in the management of pure blowout fractures of the orbital floor. *The British Journal of Ophthalmology*, v. 77, n. 2, p. 100–2, 1993.

CONVERSE, J. M.; SMITH, B.; OBEAR, M. F.; WOOD-SMITH, D. Orbital blowout fractures: a ten-year survey. *Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 39, n. 1, p. 20–36, 1967.

COOPER, W. C. A method for volume determination of the orbit and its contents by high resolution axial tomography and quantitative digital image analysis. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, v. 83, p. 546–609, 1985.

DEVECI, M.; OZTÜRK, S.; SENGEZER, M.; PABUŞCU, Y. Measurement of orbital volume by a 3-dimensional software program: an experimental study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 58, n. 6, p. 645–8, 2000.

DOLYNCHUK, K. N.; TADJALLI, H. E.; MANSON, P. N. Orbital volumetric analysis: clinical application in orbitozygomatic complex injuries. *The Journal of Cranio-Maxillofacial Trauma*, v. 2, n. 2, p. 56–63; 1996.

ELLIS, E. EL-ATTAR, A.; MOOS, K. F. An analysis of 2,067 cases of zygomatico-orbital fracture. *Journal of oral and maxillofacial surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, v. 43, n. 6, p. 417–28, 1985.

ESSES, S. J.; BERMAN, P.; BLOOM, A. I.; SOSNA, J. Clinical Applications of Physical 3D Models Derived From MDCT Data and Created by Rapid Prototyping. June, p. 683–688, 2011.

FERREIRA, A.C., LAFRATTA, F.H.; Conheça alguns meios para a obtenção de protótipos de peças injetadas; *Plástico Industrial*, p. 24-30; 1998.

FERREIRA, M. C.; TUMA, P.; COSTA, M. P.; BLOISE, W.; ALVES, C. A. R. Surgical treatment of endocrine exophthalmos by removal of orbital fat: clinical experience. *Revista do Hospital das Clínicas*, v. 57, n. 5, p. 217–22, 2002.

FORBES, G.; GEHRING, D. G.; GORMAN, C. A.; BRENNAN, M. D.; JACKSON, I. T. Volume measurements of normal orbital structures by computed tomographic analysis. *American Journal of Roentgenology*, v. 145, n. 1, p. 149–54, 1985.

GARRITY, J. A.; FATOURECHI, V.; BERGSTRALH, E. J. et al. Results of transantral orbital decompression in 428 patients with severe Graves' ophthalmopathy. *American Journal of Ophthalmology*, v. 116, n. 5, p. 533–47, 1993.

GO, J. L.; VU, V. N.; LEE, K. J.; BECKER, T. S. Orbital trauma. *Neuroimaging Clinics of North America*, v. 12, n. 2, p. 311–24, 2002.

GOLDBERG, R A; PERRY, J. D.; HORTALEZA, V.; TONG, J. T. Strabismus after balanced medial plus lateral wall versus lateral wall only orbital decompression for dysthyroid orbitopathy. *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 16, n. 4, p. 271–7, 2000.

GRANADO, N. Segmentação de Imagens Tomográficas visando a construção de modelos médicos; Tese de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, Agosto 2005

GREENDA, E. Printing the future the 3D printing and rapid prototyping source book; Castle Island Co.; USA, 2006

HAWES, M. J.; DORTZBACH, R. K. Surgery on orbital floor fractures. Influence of time of repair and fracture size. *Ophthalmology*, v. 90, n. 9, p. 1066–70, 1983.

KAI, C; MENG, C; CHING, L; HOE, E et al. Rapid prototyping assisted surgery planning; *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, n.14; 1998

KOLK, A.; PAUTKE, C.; WIENER, E; PLODER, O; NEFF, A. A novel high-resolution magnetic resonance imaging microscopy coil as an alternative to the multislice computed tomography in postoperative imaging of orbital fractures and computer-based volume measurement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* , v. 63, n. 4, p. 492–8, 2005.

KOPPEL, D. A.; FOY, R. H.; MCCAUL, J. A. The reliability of “Analyze” software in measuring orbital volume utilizing CT-derived data. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, v. 31, n. 2, p. 88–91, 2003.

KWON, J.; BARRERA, J. E.; JUNG, T.-Y.; MOST, S. P. Measurements of orbital volume change using computed tomography in isolated orbital blowout fractures. *Archives of Facial Plastic Surgery*, v. 11, n. 6, p. 395–8, 2009.

KWON, J.; BARRERA, J. E.; MOST, S. P. Comparative computation of orbital volume from axial and coronal CT using three-dimensional image analysis. *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 26, n. 1, p. 26–9, 2010.

MANSON, P. N.; GRIVAS, A.; ROSENBAUM, A. Studies on enophthalmos: The measurement of orbital injuries and their treatment by quantitative computed tomography. *Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 77, n. 2, p. 203–14, 1986.

MATHES SJ, Hentz VR. *Plastic surgery*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier, 2006.

MCGURK, M.; WHITEHOUSE, R. W.; TAYLOR, P. M.; SWINSON, B. Orbital volume measured by a low-dose CT scanning technique. *Dento Maxillo Facial Radiology*, v. 21, n. 2, p. 70–2, 1992.

MCKEAG, D.; LANE, C.; LAZARUS, J. H. et al. Clinical features of dysthyroid optic neuropathy: a European Group on Graves' Orbitopathy (EUGOGO) survey. *The British Journal of Ophthalmology*, v. 91, n. 4, p. 455–8, 2007.

MOORE KL, Dalley AF. *Clinically oriented anatomy*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

MOURITS, M P; BIJL, H.; ALTEA, M. A. Outcome of orbital decompression for disfiguring proptosis in patients with Graves' orbitopathy using various surgical procedures. *The British Journal of Ophthalmology*, v. 93, n. 11, p. 1518–23, 2009.

NETTER FH, Colacino S. *Atlas of human anatomy*. Summit, N.J.: CIBA-GEIGY Corp., 1989.

NETTO, A. C; Ogliari, A. B. Prototipagem rápida: uma ferramenta de projeto para a redução do tempo de desenvolvimento e melhoria de qualidade de produtos. IV Congresso Brasileiro Gestão e Desenvolvimento de Produtos - Gramado, Brasil, Outubro 2003

NUNERY, W. R.; NUNERY, C. W.; MARTIN, R. T.; TRUONG, T. V.; OSBORN, D. R. The risk of diplopia following orbital floor and medial wall decompression in subtypes of ophthalmic Graves' disease. *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 13, n. 3, p. 153–60, 1997.

OLIVARI, N. Transpalpebral decompression operation in endocrine orbitopathy (exophthalmos). *Wiener Medizinische Wochenschrift*, v. 138, n. 18, p. 452–5, 1988.

ONO, M. C; EIJI, S; FREITAS, R. S; CRUZ, G. A. Método de comparação do volume orbital por tomografia computadorizada helicoidal. *Revista da Sociedade Brasileira de Cirurgia. Craniomaxilofacial*; v 11, n 1, p 22-26, 2008.

ONO, M. C; EIJI, S; FREITAS, R. S; CRUZ, G. A. Manutenção do volume orbital no pós-operatório tardio de pacientes com fraturas simples do osso zigomático tratados com redução e fixação incruenta com fio de kirschner. Monografia apresentada ao Serviço de Cirurgia Plástica e Reparadora da UFPR, 2009.

PARSONS, G. S.; MATHOG, R. H. Orbital wall and volume relationships. *Archives of Otolaryngology--Head & Neck Surgery*, v. 114, n. 7, p. 743–7, 1988.

PEARL, R. M. Treatment of enophthalmos. *Clinics in Plastic Surgery*, v. 19, n. 1, p. 99–111, 1992.

PUTTERMAN, A. M. Dr. Allen M. Putterman on the subject of blow-out fractures of the orbital floor. Interview by Clinton D. McCord, *Journal of Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 1, n. 1, p. 73–4, 1985.

REGENSBURG, N. I; KOK, P. H. B.; ZONNEVELD, F. W. A new and validated CT-based method for the calculation of orbital soft tissue volumes. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 49, n. 5, p. 1758–62, 2008.

SEIFF, S. R.; TOVILLA, J. L.; CARTER, S. R.; CHOO, P. H. Modified orbital decompression for dysthyroid orbitopathy. *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 16, n. 1, p. 62–6, 2000.

TANG, W; GUO, L; LONG, J. Individual design and rapid prototyping in reconstruction of orbital wall defects. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. ; v. 68, n 3, p 562-70, 2010.

TAVASSOL, F.; KOKEMÜLLER, H.; MÜLLER-TAVASSOL, C. A quantitative approach to orbital decompression in Graves disease using computer-assisted surgery: a compilation of different techniques and introduction of the “temporal cage”. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 70, n. 5, p. 1152–60, 2012.



TROKEL, S.; KAZIM, M.; MOORE, S. Orbital fat removal. Decompression for Graves orbitopathy. *Ophthalmology*, v. 100, n. 5, p. 674–82, 1993.

WHITEHOUSE, R. W.; BATTERBURY, M.; JACKSON, A.; NOBLE, J. L. Prediction of enophthalmos by computed tomography after blow out orbital fracture. p. 618–620, 1994.

WIERSINGA, WILMAR M. Autoimmunity in Graves' ophthalmopathy: the result of an unfortunate marriage between TSH receptors and IGF-1 receptors? *The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, v. 96, n. 8, p. 2386–94, 2011.

WOJNO, T. H. The incidence of extraocular muscle and cranial nerve palsy in orbital floor blow-out fractures. *Ophthalmology*, v. 94, n. 6, p. 682–7, 1987.

YOSHIDA, M; ALONSO, N; TONELLO, C.; MAGELLA, G. Análise tomográfica da relação entre o volume orbitário e a projeção do globo ocular em fraturas do assoalho orbitário. *Revista Brasileira de Cirurgia Craniomaxilofacial*, v 13, n 1, p 23-6, 2010.

ZEILHOFER, H Rapid Hightech in medical science and medical engineering applications, trends and the need for development, *Euro-uRapid*, 2005.

## **APÊNDICE**

## APÊNDICE 1 - LIBERACÃO DO COMITE DE ÉTICA MÉDICA



2ª VIA



Curitiba, 01 de abril de 2011.

Ilmo (a) Sr. (a)  
**Guilherme Berto Roça**  
Neste

Prezado Pesquisador:

Comunicamos que o Projeto de Pesquisa intitulado: "COMPARAÇÃO DA VOLUMETRIA ORBITAL OBTIDA ATRAVÉS DE TOMOGRAFIA HELICOIDAL E PROTOTIPAGEM RÁPIDA", foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, em reunião realizada no dia 29 de março de 2011. O referido projeto atende aos aspectos das Resoluções CNS 196/96, e complementares, sobre Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos do Ministério da Saúde.

CAAE: 0029.0.208.000-11  
Registro CEP: 2429.036/2011-03

Conforme a Resolução 196/96, solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos.

Data para entrega do primeiro relatório: 01 de outubro de 2011.

Atenciosamente,

**Renato Tambara Filho**  
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa  
em Seres Humanos do Hospital de Clínicas/UFPR



## ANEXO 1 - CONVERSÃO E CRIAÇÃO DE SUPERFÍCIES

### 1 MALHA DE PONTOS:

O método de malha de pontos funciona graças a algumas ferramentas existentes no módulo *Generative Shape Design*, que possibilita a criação de uma superfície a partir de pontos e linhas interligados que formam um contorno fechado. As mais utilizadas durante esse procedimento são mostrados no Quadro 3.

	Point: cria um ponto em qualquer lugar (como uma malha de triângulos).
	Spline: cria uma spline ligando pontos existentes.
	Join: funde as superfícies criadas em conexão ou em tangência.
	Healing: permite a exportação de arquivos STL.
	Fill: cria superfícies a partir da seleção de 3 ou mais linhas transversais.
	Multi-section: cria superfícies com dois perfis e linhas-guia
	Symmetry: espelha um corpo em relação a um plano criado.
	Translate: permite o deslocamento de um corpo em relação a um eixo.
	Rotate: translada um corpo em volta de um eixo.

QUADRO 4 – FERRAMENTAS GENERATIVE SHAPE DESIGN

FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

A ferramenta Point permite a criação de pontos sobre um triângulo do arquivo STL. Assim, se vários pontos forem enfileirados em uma malha triangular, é possível ligar esses pontos criando uma linha, que terá aproximadamente a geometria da malha (Figura 24)

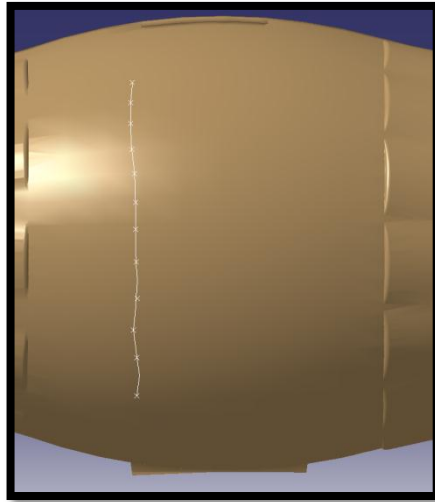


FIGURA 24 – LINHA CONSTRUÍDA NA MALHA STL ATRAVÉS DE PONTOS  
FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

Assim, é possível construir várias linhas transversais e paralelas, a fim de que elas se cruzem e formem um quadrilátero. Esse quadrilátero pode ser transformado em superfície usando a ferramenta Fill, com a qual são selecionadas quatro arestas (Figura 25).

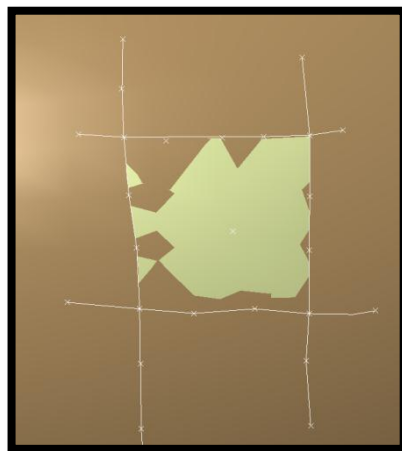


FIGURA 25 – SUPERFÍCIE CRIADA COM O COMANDO FILL  
FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

Desta forma, várias linhas compostas por vários pontos podem construir uma malha com várias superfícies feitas pelo comando Fill. A malha resultante possuirá o mesmo perfil do arquivo STL original, apesar de não ser completamente idêntico (Figura 26).

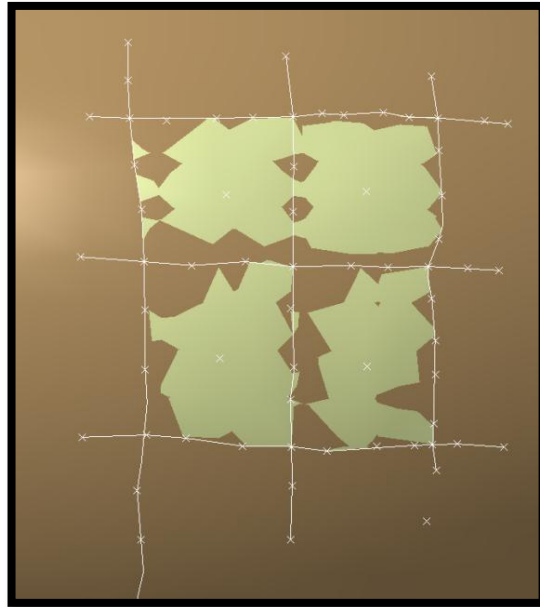


FIGURA 26 – CONJUNTO DE SUPERFÍCIES CRIADAS COM O COMANDO FILL  
FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

## 1.1 SUPERFÍCIE POR LOFT:

Quando se deseja unir duas entidades (passando ou não por curvas-guia) com uma superfície, o *SolidWorks* (*Dassault Systèmes*). possui um recurso chamado Superfície por loft. Para este trabalho, esta ferramenta é útil quando se tem duas malhas iguais separadas por uma pequena distância que precisam se fechar para formar um sólido. (Figura 27).

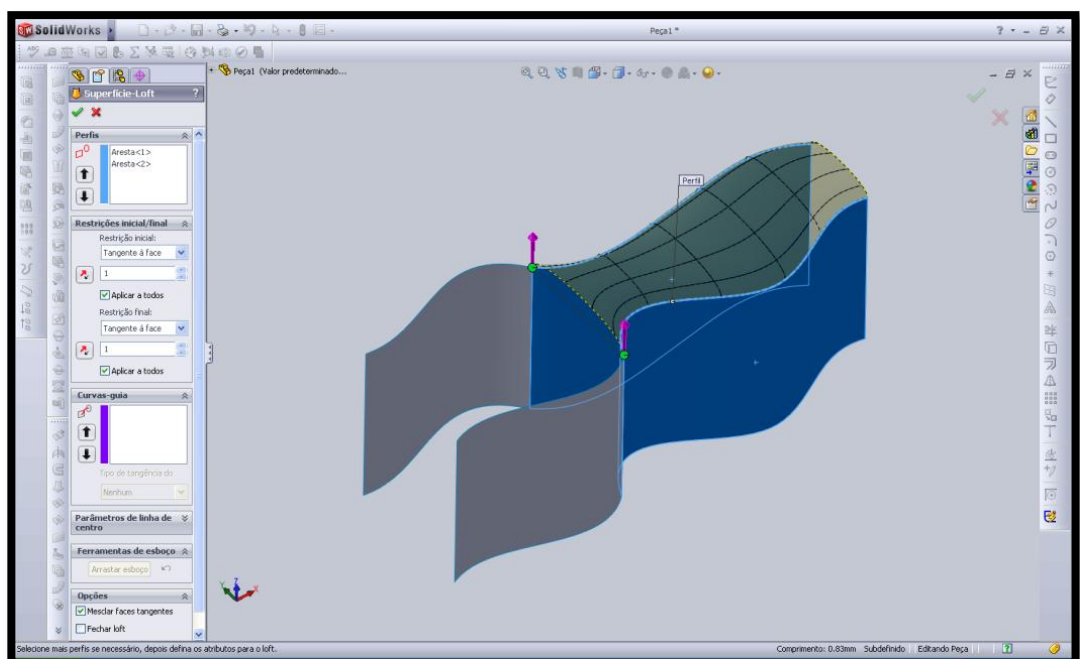


FIGURA 27 – CRIAÇÃO DA PRIMEIRA SUPERFÍCIE POR LOFT DO CONTOURNO  
FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR



Na superfície seguinte, seleciona-se também uma curva-guia, ou seja, um perfil que o loft deve percorrer de uma aresta até a outra. Esta curva-guia é a aresta lateral do loft anterior, o que faz com que as duas superfícies sejam tangentes e não haja nenhuma folga indesejada (Figura 28).

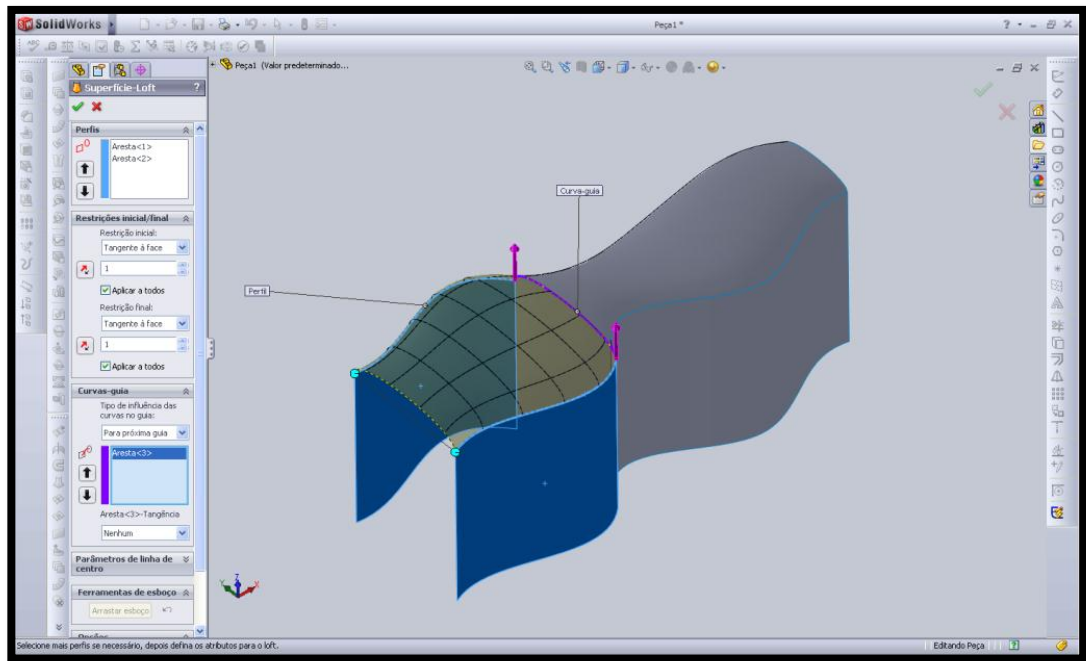


FIGURA 28 – CRIAÇÃO DA SEGUNDA SUPERFÍCIE POR LOFT DO CONTO RNO  
FONTE: NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL – UTFPR

